



Baby Sleep Monitor

DIANA VANESSA MESQUITA LEAL
novembro de 2020



Baby Sleep Monitor

DIANA VANESSA MESQUITA LEAL
novembro de 2020

Baby Sleep Monitor

Diana Vanessa Mesquita Leal

Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção
do grau de Mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica

Orientadores:

Mestre Nuno Dias, nnd@isep.ipp.pt

Doutor Lino Figueiredo, lbf@isep.ipp.pt

Novembro de 2020

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

Agradecimentos

A realização desta dissertação não teria sido possível sem o apoio, a ajuda e o acompanhamento de pessoas essenciais que me indicaram a direção a seguir.

Em primeiro lugar, agradeço aos meus irmãos pela paciência, suporte e preocupação que demonstraram, assim como pelo tempo despendido a serem cobaias de alguns dos testes experimentais realizados.

Aos orientadores deste projeto, Mestre Nuno Dias e Doutor Lino Figueiredo, agradeço toda a disponibilidade, apoio e interesse demonstrado. Ajudaram-me, realmente, a expandir o horizonte e a traçar o melhor caminho deste projeto.

Por fim, ao meu melhor amigo e companheiro Filipe, por realmente me acompanhar durante todo este caminho e por sentir comigo as dores desta dissertação. Obrigada pela partilha de conhecimento, pela atenção ao detalhe e por toda a motivação transmitida.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

Resumo

O projeto apresentado neste relatório foi desenvolvido no âmbito da Unidade Curricular de Dissertação/Projeto/Estágio Profissional, do Mestrado em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica (MECIM), do Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP), como requisito para a obtenção do grau de mestre em Engenharia de Computação e Instrumentação Médica.

Este trabalho foi proposto pela própria autora deste documento, e tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo eletrónico capaz de monitorizar o sono de infantes e de crianças, no que respeita à temperatura corporal e à interrupção do sono. Para os guardiões do indivíduo a monitorizar, por sua vez, foi desenvolvida uma aplicação *Android* que permite verificar o estado atual, assim como o histórico de eventos relacionados com os parâmetros previamente referidos. Esta, por fim, gera automaticamente alertas sonoros e com vibração, quando condições anormais ocorrem.

Palavras-chave: Temperatura Corporal, Interrupção do Sono, Aceleração, Aplicação Android, Arduino, Monitorização de bebés

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

Abstract

The project presented in this report was developed within the scope of the Dissertation/Project/Professional Internship Course, of the Master in Computer Engineering and Medical Instrumentation (MECIM), of the Higher Institute of Engineering of Porto (ISEP), as a requirement to obtain the Master's degree in Computer Engineering and Medical Instrumentation.

This work was proposed by the author of this document and aims to develop an electronic device capable of monitoring the sleep of infants and children, regarding body temperature and sleep interruption. For the guardians of the individual to be monitored, in turn, an Android application was developed that allows checking the current status, as well as the history of events related to the previously mentioned parameters. This, finally, automatically generates audible and vibrating alerts when abnormal conditions occur.

Keywords: Body Temperature, Sleep Interruption, Acceleration, Android Application, Baby monitoring, Arduino

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

Lista de Abreviaturas

AXI – Axila

CDC – Centers for Disease Control and Prevention

CS – Chip Select

FDA – Food and Drug Administration

GND – Ground

HSA – Health Sciences Authority

I2C – Inter-Integrated Circuit

IDE – Ambiente de Desenvolvimento Integrado

IDM – Índice de Desenvolvimento Mental

IDP – Índice de Desenvolvimento Psicomotor

IEEE – Instituto de Engenheiros Eletricistas e Eletrônicos

IG – Idade Gestacional

MISO – Master Input Slave Output

MIT – Massachusetts Institute of Technology

MOSI – Master Output Slave Input

PDE – Pulso direito, face externa

PDI – Pulso direito, face interna

PEE – Pulso esquerdo, face externa

PEI – Pulso esquerdo, face interna

SCL – Serial Clock

SDA – Serial Data

SDO – Serial Data Out

SI – Sistema Internacional

SPI – Serial Peripheral Interface

TCC – Temperatura Corporal Central

TOR – Tornozelo, face interna

XML – Extensible Markup Language

Índice

1	Introdução.....	22
1.1	Contexto.....	22
1.2	Objetivos.....	23
1.3	Calendarização.....	25
1.4	Organização do Relatório.....	26
2	Estado de Arte.....	28
2.1	O problema.....	28
2.2	Fundamentos teóricos.....	29
2.2.1	Comunicação sem fios e radiação.....	30
2.2.2	Sono, desenvolvimento cognitivo e psicomotor.....	37
2.2.3	Importância da estabilidade térmica em recém-nascidos.....	40
2.2.4	Medição e temperatura corporal em idade pediátrica.....	42
2.2.5	Introdução a conceitos essenciais, aos componentes eletrónicos e a protocolos de comunicação.....	43
2.3	Estudo de mercado.....	45
3	Arquitetura do Sistema.....	50
3.1	Requisitos funcionais.....	50
3.1.1	Pulseira.....	51
3.1.2	Aplicação móvel Android.....	53
3.2	Requisitos não funcionais.....	55
3.2.1	Pulseira.....	55

3.2.2	Aplicação móvel	56
3.3	Arquitetura geral do sistema.....	57
3.4	Seleção de materiais.....	59
3.4.1	Módulo de processamento	59
3.4.2	Sensor de temperatura	61
3.4.3	Sensor de aceleração.....	63
3.5	Caraterísticas dos materiais selecionados.....	64
3.6	Escolha das tecnologias de software	68
3.6.1	Arduino IDE	68
3.6.2	Firestore	69
3.6.3	Android IDE	69
4	Hardware do Produto.....	72
4.1	Esquema elétrico	72
4.2	Programação dos componentes eletrónicos.....	75
4.2.1	O microcontrolador	76
4.2.2	O acelerómetro.....	77
4.2.3	O termómetro	80
5	Testes Experimentais	84
5.1	O acelerómetro.....	85
5.1.1	Familiarização com o acelerómetro.....	85
5.1.2	Definição de movimento por simulação.....	87

5.1.3	Definição de movimento pela definição de repouso.....	91
5.1.4	Ajuste do cálculo da aceleração	93
5.1.5	Algoritmo de detecção e definição de movimento por variação percentual	95
5.2	O termómetro.....	100
5.2.1	Estudo comparativo de precisão	100
5.2.2	Estudo de alcance de medição	103
5.2.3	Estudo de exatidão de temperatura corporal em diferentes regiões anatômicas	104
6	Serviço web.....	110
6.1	Base de dados	110
6.2	Configuração de notificações	114
7	Aplicação Android	116
7.1	Arquitetura de comunicação.....	116
7.2	Programação e estrutura da aplicação	117
7.2.1	Estrutura, navegação e inicialização	118
7.2.2	Página principal e menu lateral.....	119
7.2.3	Monitorização de temperatura corporal	121
7.2.4	Monitorização de sono	121
8	Resultados e Discussão.....	124
9	Conclusão	132

Bibliografia 136

Lista de Figuras

Figura 1: New Babysense 7	46
Figura 2: Sense-U	47
Figura 3: Cocoon Cam Plus.....	47
Figura 4: Owlet Smart Sock	48
Figura 5: Snuz Hero.....	48
Figura 6: Requisitos funcionais da pulseira.....	52
Figura 7: Requisitos funcionais da aplicação <i>Android</i>	54
Figura 8: Diagrama de blocos da arquitetura do sistema do dispositivo a desenvolver.....	57
Figura 9: Diagrama de casos de uso do dispositivo a desenvolver.	58
Figura 10: Arduino Uno Rev 3.....	60
Figura 11: Wemos Lolin32.....	60
Figura 12: Placa de expansão do sensor de temperatura MLX90614.....	62
Figura 13: Placa de expansão do sensor de temperatura LM35.....	62
Figura 14: Acelerómetro MPU-6050 comercializado pela Electrofun.....	63
Figura 15: Acelerómetro LIS3DH comercializado pela Sparkfun.....	63
Figura 16: Esquema de pinos do acelerómetro LIS3DH.....	67
Figura 17: Esquema de pinos do termómetro sem fios MLX-90614.....	67
Figura 18: Esquema de pinos do módulo de processamento Wemos Lolin32	67
Figura 19: Esquema elétrico das ligações entre componentes físicos.....	73
Figura 20: Definição dos pinos no microcontrolador utilizados para o termómetro.	74
Figura 21: Definição dos pinos no microcontrolador utilizados para o acelerómetro.	75
Figura 22: Bibliotecas utilizadas para o microcontrolador.....	76
Figura 23: Verificações na inicialização do dispositivo de monitorização.	77
Figura 24: Bibliotecas utilizadas para o acelerómetro.....	77

Figura 25: Notificação de movimento, despertar e relatório gerados pelo microcontrolador.....	79
Figura 26: Bibliotecas utilizadas para o termómetro.	80
Figura 27: Notificação de temperatura e relatório gerados pelo microcontrolador.	81
Figura 28: Fluxograma do mecanismo de leitura, registo e notificação de temperatura corporal.....	82
Figura 29: Estudo dos eixos acelerómetro LIS3DH.	86
Figura 30: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final igual.	88
Figura 31: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final com desfasamento de 135°.....	88
Figura 32: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final com desfasamento de 180°.....	89
Figura 33: Ensaio de movimentos lentos com orientação inicial e final igual.	90
Figura 34: Acelerações registadas com o acelerómetro em repouso.	91
Figura 35: Medição de aceleração na axila do indivíduo A.	92
Figura 36: Medição de aceleração na axila do indivíduo B.	92
Figura 37: Medição de aceleração na axila do indivíduo C.	92
Figura 38: Segundo estudo dos eixos acelerómetro LIS3DH.	94
Figura 39: Implementação da fórmula da aceleração composta.....	95
Figura 40: Representação esquemática do algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual (1).....	96
Figura 41: Representação esquemática do algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual (2).....	97
Figura 42: Representação esquemática do algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual (3).....	97
Figura 43: Fluxograma do algoritmo de deteção e de definição de movimento.	99
Figura 44: Termómetro infravermelho Sunphor BZ-R6.	101
Figura 45: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Esquerdo Interno (PEI).....	102

Figura 46: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Esquerdo Externo (PEE).	102
Figura 47: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Direito Interno (PDI).....	102
Figura 48: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Direito Externo (PDE).	102
Figura 49: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Tornozelo (TOR).	102
Figura 50: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 na Axila (AXI).	102
Figura 51: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI –Indivíduo A.	105
Figura 52: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI –Indivíduo B.	105
Figura 53: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI –Indivíduo C.	105
Figura 54: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE –Indivíduo A.	105
Figura 55: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE –Indivíduo B.	105
Figura 56: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE –Indivíduo C.	105
Figura 57: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI –Indivíduo A.	106
Figura 58: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI –Indivíduo B.	106
Figura 59: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI –Indivíduo C.	106

Figura 60: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE –Indivíduo A.	106
Figura 61: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE –Indivíduo B.	106
Figura 62: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE –Indivíduo C.	106
Figura 63: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR –Indivíduo A.	106
Figura 64: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR –Indivíduo B.	106
Figura 65: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR –Indivíduo C.	106
Figura 66: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI –Indivíduo A.	107
Figura 67: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI –Indivíduo B.	107
Figura 68: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI –Indivíduo C.	107
Figura 69: Firebase – identificação do projeto.	111
Figura 70: Firebase - Organização estrutural e parâmetros.....	113
Figura 71: Esquema da arquitetura da comunicação do sistema.....	117
Figura 72: Grafo de navegação da aplicação <i>Android</i>	119
Figura 73: Prova de conceito da pulseira desenvolvida.....	125
Figura 74: Interface – página principal (dados atualizados indisponíveis).	126
Figura 75: Interface – página principal (temperatura normal, sono tranquilo).....	127
Figura 76: Interface – menu lateral.....	127
Figura 77: Interface – página principal (temperatura baixa, sono perturbado).	128
Figura 78: Interface – página principal (temperatura febril, sono perturbado).....	128

Figura 79: Interface – página de monitorização de temperatura (com os limites pré-definidos).....	129
Figura 80: Interface – página de monitorização de temperatura (com os limites automaticamente ajustados).	129
Figura 81: Interface – notificações de monitorização de temperatura corporal.	130
Figura 82: Interface – página de monitorização de sono.	131
Figura 83: Interface – notificações de monitorização de estado de sono.	131

Lista de Tabelas

Tabela 1: Regiões, comprimentos de onda e frequências do espectro eletromagnético.....	29
Tabela 2: Análise comparativa entre <i>Bluetooth</i> e <i>Wi-Fi</i>	32
Tabela 3: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética diária.	34
Tabela 4: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética ao longo dos anos.	35
Tabela 5: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética proveniente de telemóveis ao longo dos anos.....	35
Tabela 6: Prevalência de despertares noturnos por faixa etária.	37
Tabela 7: IDM e IDP por número de despertares noturnos e faixa etária.	37
Tabela 8: Resultados obtidos para crianças sul-asiáticas por faixa etária.	38
Tabela 9: Resultados obtidos para crianças caucasianas por faixa etária.	39
Tabela 10: Características principais dos sensores de temperatura MLX90614 e LM35 (Instruments, 1999) (Melexis, 2019)	61
Tabela 11: Características principais dos acelerómetros LIS3DH e MPU-6050	63
Tabela 12: Características do termómetro infravermelho Sunphor BZ-R6.	100
Tabela 13: Resultados do estudo de alcance de medição.	103

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

1 Introdução

Neste capítulo é realizada uma breve abordagem ao sistema desenvolvido, contextualizando-o e referindo os objetivos do mesmo. Para além disso, são explanadas e calendarizadas as etapas de implementação do mesmo. Por fim, é apresentada uma breve explicação da divisão estrutural do relatório da dissertação.

1.1 Contexto

Esta dissertação surgiu da necessidade enfrentada por inúmeros guardiões aquando do nascimento ou adoção de um lactente, infante ou criança. Esta adição à família surge, quase sem exceção, acompanhada de desafios e preocupações constantes no que respeita à prestação de cuidados adequados.

O desejo de tornar uma ideia numa realidade, e o interesse pessoal no projeto e nas áreas técnicas que este aborda, criaram a motivação necessária para prosseguir com o seu desenvolvimento e evolução, sempre com a missão em vista, de tornar as atividades quotidianas mais acessíveis e eficientes.

Para enfrentar as adversidades previamente mencionadas, desenvolveu-se um protótipo de um dispositivo de monitorização de temperatura corporal e de despertares durante o sono. A projeção deste dispositivo teve em consideração vários aspetos para que não fosse, de modo algum, um perigo para o utilizador. De modo complementar, foi desenvolvida uma aplicação para *Android* funcionalmente concebida para alertar os guardiões e para disponibilizar um histórico de ocorrências significativas.

1.2 Objetivos

Nesta dissertação desenvolve-se um dispositivo, semelhante a uma pulseira, capaz de medir acelerações, bem como a temperatura corporal de lactentes. Para além disso, processam-se os dados recolhidos de modo a que sejam transformados em informação útil para os guardiões. Estes, terão disponível para instalação no seu telemóvel uma aplicação também ela desenvolvida em seguimento desta tese. Por sua vez, a aplicação irá gerar alertas quando o dispositivo detetar situações anormais e permitirá, também, consultar o histórico de informação recolhida.

No desenvolvimento, idealmente utilizar-se-ão dispositivos sensoriais, isto é, um sensor de temperatura e um acelerómetro, bem como um módulo de processamento e de comunicação via *Wi-Fi*. Por sua vez, a informação será transmitida para um micro serviço centralizado (Firebase) no qual será armazenada. Os dados deverão ser disponibilizados aos guardiões através aplicação móvel *Android*. Para o desenvolvimento da última, será utilizada a linguagem de programação *Kotlin*, caracterizada por ser multiplataforma e funcionalmente orientada a objetos. Por fim, esta é também uma das linguagens oficiais para programação *Android*.

1.3 Calendarização

De modo a promover uma organização eficiente do desenvolvimento do relatório, dispositivo e aplicação móvel, foram estipuladas etapas a cumprir. Assim, a realização do trabalho deverá acordar, aproximadamente, com as seguintes datas propostas:

Atividade	Período
Definições iniciais: pesquisa de materiais, delineamento geral da dissertação	Dezembro → Janeiro
Desenvolvimento da estrutura do relatório	Janeiro → Março
Estado de Arte	Janeiro → Fevereiro
Pesquisa e compra de materiais	Janeiro → Fevereiro
Fundamentos teóricos	Fevereiro → Abril
Justificação dos materiais selecionados	Abril → Junho
Estudo do desenvolvimento de aplicações móveis e da linguagem de programação Kotlin	Maio → Abril
Desenvolvimento e programação do dispositivo	Julho → Setembro
Comunicação entre o dispositivo e o micro serviço	Julho → Setembro
Desenvolvimento da aplicação móvel Android	Julho → Setembro
Comunicação entre o micro serviço e a aplicação móvel Android	Julho → Setembro
Testes funcionais	Junho → Agosto
Resultados e discussão	Setembro → Outubro
Finalização do relatório	Setembro → Outubro

1.4 Organização do Relatório

Este documento encontra-se organizado por secções lógicas de modo a promover uma aquisição de conhecimentos gradual e intuitiva.

Desde logo, a primeira secção contém uma breve abordagem ao sistema desenvolvido, contextualizando-o e referindo os objetivos do mesmo. Para além disso, são explanadas e calendarizadas as etapas de implementação do mesmo. Por fim, é apresentada uma breve explicação da divisão estrutural do relatório da dissertação.

No segundo capítulo apresenta-se, de modo mais concreto, o problema enfrentado, conceitos teóricos relevantes, sendo estes maioritariamente pertencentes às áreas da fisiologia pediátrica e da física. Em seguimento, apresentam-se soluções com objetivos semelhantes disponíveis no mercado.

No capítulo seguinte, isto é, terceiro, definem-se todos os requisitos, funcionais e não funcionais de cada componente e de cada vertente do sistema desenvolvido. A primeira abordagem aos componentes físicos e às plataformas a utilizar tem também lugar neste capítulo. Aqui, é definida a arquitetura do sistema (*hardware* e *software*) e são estudados os componentes sensoriais e as plataformas de desenvolvimento disponíveis para aquisição e/ou utilização, culminando com a seleção dos mesmos.

No quarto capítulo apresenta-se a vertente física do dispositivo. Assim sendo, exhibe-se o esquema elétrico adotado e apresenta-se a programação dos dispositivos sensoriais e de processamento utilizados.

Foram, também, desenvolvidos testes experimentais para conhecimento e experimentação de cada componente sensorial utilizado. Estas atividades residem, então, no quinto capítulo.

O sexto capítulo constitui uma explanação da implementação do serviço *web* Firebase, responsável pelo armazenamento em tempo real da informação adquirida.

O desenvolvimento da aplicação para dispositivos móveis *Android* é apresentada no sétimo capítulo. Aqui consta a arquitetura de comunicação, a estruturação, navegação e constituição da aplicação.

Por fim, no oitavo e nono capítulos, são apresentados os resultados obtidos sendo eles o dispositivo físico e a interface da aplicação desenvolvida, bem como as conclusões deles decorrentes.

2 Estado de Arte

Nesta segunda secção apresenta-se, factualmente, o problema enfrentado, conceitos teóricos relevantes. Em seguimento, demonstram-se soluções com semelhantes atualmente comercializadas.

2.1 O problema

A integração de um novo membro na família, sobretudo quando acabado de nascer, é geralmente acompanhada pela criação de novas rotinas. Estas rotinas provêm das novas tarefas que, por sua vez, são resultantes da prestação dos cuidados necessários ao recém-nascido, infante ou lactente. Consequentemente,

por associação, surge uma preocupação constante no que respeita à monitorização quase permanente do estado físico e mental do mesmo.

Efetivamente, garantir o bem-estar de um ser cuja fragilidade o caracteriza torna-se a prioridade máxima dos seus guardiões. Consequentemente, esta é uma tarefa verdadeiramente árdua dadas as inúmeras dificuldades decorrentes: a alteração de todas as rotinas e hábitos diários previamente existentes; a incapacidade de comunicação do recém nascido, que só é adquirida com aproximadamente um ano de idade; o impacto psicológico e o cansaço emocional; o cansaço físico proveniente de todas as novas tarefas e da interrupção constante do sono; a quase inexistência de tempo livre entre muitas outras. Devido a todos os fatores com impacto físico e psicológico, a procura por métodos e/ou dispositivos que devolvam aos guardiões parentais alguma tranquilidade tem vindo consequentemente a aumentar.

Com o intuito de reduzir essas preocupações, existem, no mercado, bastantes dispositivos que monitorizam o estado dos bebés disponíveis no mercado. Neste sentido, num capítulo seguinte realiza-se um estudo de mercado e são apresentadas algumas dessas soluções.

2.2 Fundamentos teóricos

Em seguida, apresentam-se conceitos teóricos fundamentalmente necessários para um desenvolvimento informado deste sistema. Assim, serão abordados temas como protocolos de comunicação e a respetiva emissão de radiação, a importância do sono e de estabilidade térmica no desenvolvimento cognitivo de lactentes, entre outros.

2.2.1 Comunicação sem fios e radiação

A radiação define-se como energia proveniente de uma fonte. Esta energia desloca-se e tem a capacidade de penetrar materiais, sendo caracterizada pela sua frequência e pelo comprimento de onda. De acordo com os aspetos anteriores, a radiação classifica-se em regiões demonstradas na Tabela 1. Para além disso, divide-se, também, entre radiação ionizante ou não-ionizante dependendo da capacidade de alterar ou não a estrutura atômica dos materiais que percorre. Efetivamente, a radiação ionizante, ao penetrar materiais, choca com os seus constituintes causando a produção de partículas com carga, isto é, de iões. Por sua vez, a radiação não-ionizante atravessa os materiais sem causar qualquer alteração na estrutura do material. (Podgorsak, 2016) (Alpen, 1995)

Tabela 1: Regiões, comprimentos de onda e frequências do espectro eletromagnético.

Região	Comprimento de onda (em metros)	Frequência (em Hertz)
Rádio	1 a 10^6	$< 3 \times 10^9$
Micro-ondas	10^{-4} a 1	3×10^9 a 3×10^{12}
Infravermelho	7×10^{-7} a 10^{-4}	3×10^{12} a $4,3 \times 10^{14}$
Visível	4×10^{-7} a 7×10^{-7}	$4,3 \times 10^{14}$ a $7,5 \times 10^{14}$
Ultravioleta	10^{-12} a 4×10^{-7}	$7,5 \times 10^{14}$ a 3×10^{17}
Raios-X	10^{-12} a 10^{-8}	3×10^{17} a 3×10^{19}
Raios Gama	10^{-14} a 10^{-12}	$> 3 \times 10^{19}$

Os sistemas de transmissão de informação são distintos e dividem-se de acordo com o protocolo de comunicação utilizado. Seguindo os sistemas de comunicação utilizados nos produtos que se enquadram neste tema, apresentados

no capítulo seguinte, torna-se importante atentar no *Wi-Fi* e no *Bluetooth*. De notar que ambos emitem ondas eletromagnéticas, isto é, radiação eletromagnética com fase, amplitude e frequências conhecidas. (Holl, et al., 2017)

O *Bluetooth*, caracterizado pela norma IEEE 802.15.1, consiste, de um modo simplificado, num sistema de rádio sem fios capaz de realizar comunicação entre dispositivos colocados a curtas distâncias entre si. Em adição, pode funcionar de acordo com duas topologias de organização: *piconet* ou *scatternet*. Uma *piconet* é constituída por um dispositivo *Bluetooth* que representa o papel de mestre, sendo os restantes módulos considerados como escravos. O relógio do mestre é utilizado para o estabelecimento da sincronização entre todos os dispositivos da *piconet*. Por sua vez, uma *scatternet* é um conjunto de, no mínimo, duas *piconets*. De notar que um mesmo dispositivo de *Bluetooth* pode participar em simultâneo em diversas *piconets* e nelas pode assumir diferentes papéis. (A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi, 2007)

Em seguimento, o *Wi-Fi* (IEEE 802.11a, IEEE 802.11b, IEEE 802.11ac ou IEEE 802.11g) permite o acesso e a exploração da internet, tendo o dispositivo conectado sem fios a um ponto de acesso. Estas redes geralmente não são alvo de pré planeamento, pelo que são muitas vezes denominadas como redes ad hoc. (A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi, 2007)

As duas topologias de comunicação sem fios referidas anteriormente encontram-se em todo o tipo de dispositivos modernos desde telemóveis, computadores, tablets, relógios inteligentes, auscultadores, monitorizadores de atividade física, automóveis, televisões, entre outros. Assim sendo, a tecnologia tem vindo a tornar-se uma fonte de poluição eletromagnética omnipresente ao gerar campos eletromagnéticos e, consecutivamente, radiação eletromagnética. Muitas vezes, estas fontes de radiação realizam emissões superiores a qualquer fonte radioativa natural. Apesar da proeminência e da crescente preocupação, ainda não

existem evidências claras e justificadas das implicações da exposição prolongada às tecnologias emissoras de radiação eletromagnética. No entanto, têm sido vários os estudos a ser conduzidos em mamíferos com o objetivo de determinar as consequências da exposição à radiação emitida por dispositivos comuns. (The Influence of Electromagnetic Pollution on Living Organisms: Historical Trends and Forecasting Changes, 2015)

O *Wi-Fi* pode utilizar três bandas de frequência distintas: 2,4 GHz, 3,6 GHz ou 5 GHz, focando-se, maioritariamente nas bandas de 2,4 GHz e de 5 GHz. Por sua vez, o *Bluetooth* recorre à banda de frequência de 2,4 GHz para estabelecer comunicações. Analisando a Tabela 2, afere-se que ambos os protocolos emitem radiação correspondente à região da radiação micro-ondas. No entanto, não provocam alterações térmicas, isto sendo o aumento da temperatura dos materiais nos quais incidem, devido ao seu sinal constituir uma potência diminuída. (A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi, 2007)

Tendo estabelecido que a mesma frequência pode ser utilizada por ambos os protocolos, torna-se relevante analisar outras características, de modo a aferir qual a mais adequada para este fim. Através da análise da Tabela 2, salientam-se alguns parâmetros. A favor da tecnologia *Bluetooth* existe o reduzido valor comercial e consumo de energia. Por sua vez, a utilização de *Wi-Fi* é sustentada pela maior largura de banda, o menor período de latência que permite obter resultados com um atraso menor, pela maior segurança face a ataques informáticos que irá assegurar a proteção dos dados obtidos e, sobretudo, pelo maior alcance. (Diffen, 2015) Garantir um alcance substancial, neste contexto, será fulcral uma vez que o bebé pode estar a uma distância significativa ou até separado por paredes ou outros itens domésticos do equipamento de emissão de sinal *Wi-Fi*.

Tabela 2: Análise comparativa entre *Bluetooth* e *Wi-Fi*.

	Bluetooth	Wi-Fi
Frequência	2,4 GHz	2,4, 3,6 ou 5 GHz
Custo	Reduzido	Elevado
Largura de banda	Baixa (800 Kbps)	Elevada (11 Mbps)
Segurança	Pouco seguro	Relativamente seguro
Ano de origem	1994	1991
Dispositivos comuns	Telemóveis, periféricos de computador, dispositivos de automação e monitorizadores de atividade física	Computadores, servidores, televisões e telemóveis
Alcance	5 a 30 m	32 m em espaço fechado e 95 m ao ar livre
Consumo de energia	Reduzido	Elevado
Período de latência	200 ms	150 ms

Os campos eletromagnéticos e a radiação eletromagnética afetam vários elementos do ambiente. Na lista dos possíveis afetados, os organismos vivos devem ser colocados na primeira posição. Deste modo, torna-se muito importante determinar adequadamente a natureza e os efeitos colaterais relacionados com a poluição eletromagnética e com os seus impactos sobre organismos vivos. (The Influence of Electromagnetic Pollution on Living Organisms: Historical Trends and Forecasting Changes, 2015)

Devra Lee Davis é uma epidemiologista e cientista de nacionalidade americana, fundadora e diretora do *Center for Environmental Oncology*. O seu

trabalho foca-se na prevenção de doenças e em fatores de saúde ambiental. Participa frequentemente em seminários universitários nos quais aborda temas relacionados com fontes artificiais de radiação eletromagnética, nomeadamente os dispositivos sem fios. Em adição, existem mais de duzentas publicações da sua autoria sobre saúde ambiental o que a torna uma das cientistas mais reconhecidas no que se relaciona à emissão de radiação por telemóveis. (EMFC2019, 2019)

Num dos eventos anteriormente mencionados, neste caso com lugar na Universidade de Melbourne no ano de 2015, numa palestra com o mesmo tema, Devra salientou e demonstrou que telemóveis banais como, por exemplo, os *iPhone*, contêm na sua informação legal que não existem estudos sobre os efeitos consequentes a uma exposição prolongada à radiação emitida por esses dispositivos. Assim sendo, os fabricantes recomendam que o contacto direto prolongado com estes dispositivos deve ser evitado. (Davis, 2015)

Apesar de se encontrarem publicados quase quatro centenas de artigos sobre os efeitos da radiação no ser humano, não existem estudos científicos publicados sobre as possíveis implicações da radiação presente, por exemplo, no *Wi-Fi* e no *Bluetooth* em latentes, infantes e/ou crianças.

No entanto, o Centro de Controlo e Prevenção de Doenças (CDC) desenvolveu um documento sobre a exposição pré-natal à radiação onde abordam, também, o risco acrescido da manifestação de patologias oncológicas. Neste documento, explanam que o feto pode sofrer exposição à radiação quando o abdómen da progenitora sofre exposição ou quando, por respiração ou deglutição, materiais radioativos acedem à corrente sanguínea da mesma. Estes elementos radioativos podem, então, percorrer o cordão umbilical e, assim, chegar ao feto. (CDC, 2011)

Os possíveis efeitos da radiação dependem diretamente da idade gestacional e da quantidade de radiação incidente. A exposição é particularmente preocupante

nas fases iniciais do desenvolvimento do feto (entre a segunda e a décima oitava semana de gestação). As consequências podem, portanto, ser severas para a progenitora e para o feto e podem manifestar-se de modos muito distintos: crescimento atrofiado do feto, presença de deformidades, função cerebral anormal e pode, também, manifestar-se mais tarde sob a forma de cancro. (CDC, 2011)

A exposição ao campo eletromagnético emitido pelos telemóveis e outras máquinas utilizadas diariamente afeta cerca de metade da população mundial. Assim, têm vindo a ser levantadas questões sobre o seu impacto na saúde humana e potenciais consequências. Nesta sequência, em 2014 foi desenvolvido um estudo pelo Departamento de Epidemiologia e de Estatística da Saúde da Escola de Medicina da Universidade de Zhejiang com o intuito de explorar os efeitos da exposição ao campo eletromagnético na qualidade e duração do sono entre trabalhadores de centrais elétricas locais. Teve 854 trabalhadores como participantes. A informação relevante foi recolhida por investigadores através do preenchimento de questionários com questões de vertentes sociais, demográficas, relativas ao estilo de vida, ao sono e de exposição à radiação eletromagnética. Para além disso, recolheram e analisaram amostras sanguíneas e realizaram exames físicos. Os participantes foram agrupados de acordo com o nível de exposição para vários parâmetros. (Hui, et al., 2014)

Tabela 3: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética diária.

Exposição Ocupacional Diária (h/dia)	Sono médio e longo (≥ 7 h/dia)	Sono curto (< 7 h/dia)
$\leq 1,5$	118 (35,2%)	59 (28,5 %)
1,5 a 4	113 (33,7%)	74 (37,7 %)
> 4	104 (31,0%)	74 (37,7 %)

Tabela 4: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética ao longo dos anos.

Exposição Ocupacional (anos)	Sono médio e longo (≥ 7 h/dia)	Sono curto (< 7 h/dia)
< 23	184 (54,9%)	88 (42,5 %)
≥ 23	151 (45,1%)	74 (57,5 %)

Tabela 5: Duração do sono da amostra de acordo com a exposição à radiação eletromagnética proveniente de telemóveis ao longo dos anos.

Aquisição de um telemóvel (anos)	Sono médio e longo (≥ 7 h/dia)	Sono curto (< 7 h/dia)
< 12	145 (43,3%)	89 (43,0 %)
≥ 12	190 (56,7%)	118 (57,0 %)

A análise da Tabela 3 permite aferir que trabalhadores com uma exposição ocupacional média e prolongada à radiação diária proveniente da central tendem a apresentar um sono mais curto face aos colegas que sofrem de exposições breves. Por sua vez, a Tabela 4 sustenta que trabalhadores mais antigos apresentam uma duração do sono pobre. Por fim, a Tabela 5, em concordância com ambos os resultados anteriores, demonstra que os indivíduos que mantêm um telemóvel consigo há mais anos também apresentam um sono com menor qualidade. Deste modo, este estudo permitiu, efetivamente, concluir que a exposição prolongada à radiação eletromagnética tem efeitos nefastos no que respeita à duração do sono dos indivíduos expostos. (Hui, et al., 2014)

2.2.2 Sono, desenvolvimento cognitivo e psicomotor

Encontram-se publicados vários estudos que visam a procura entre uma possível relação nas vertentes quantitativas e qualitativas do sono dos infantes com outros aspetos como as capacidades cognitivas, índice de massa gorda corporal, concentração de leptina, desenvolvimento escolar, depressão e fadiga.

No ano de 2018 foi publicado um estudo realizado pelo Centro Médico de Crianças de Shanghai com a finalidade de examinar a prevalência de despertares noturnos e, assim, explorar a associação entre o sono e o desenvolvimento cognitivo e psicomotor de um conjunto de bebés e crianças pertencentes a uma mesma comunidade. Para tal, reuniram 590 infantes saudáveis com idades compreendidas entre os dois e os onze meses e 512 crianças com idades entre os doze e os trinta meses. A informação relativa ao sono foi obtida pelo preenchimento de questionários e o desenvolvimento cognitivo e psicomotor foram avaliados por médicos pediatras através da aplicação de escalas de Bayley. (Sun, et al., 2018)

As escalas de Bayley avaliam vários aspetos do desenvolvimento de infantes e de crianças. O desenvolvimento do nível cognitivo e da linguagem de uma criança é aferido através do cálculo Índice de Desenvolvimento Mental (IDM). Por sua vez, o índice de Desenvolvimento Psicomotor (IDP) fornece uma estimativa das capacidades motoras finas e grossas de uma criança. Para ambas as escalas anteriormente explanadas, normalizando à população chinesa, o valor médio esperado será de 100 com um desvio-padrão de 16, sendo que a qualidade do desenvolvimento é diretamente proporcional ao valor de ambas as escalas. Assim sendo, os resultados obtidos podem ser numericamente comparados. (Sun, et al., 2018)

Tabela 6: Prevalência de despertares noturnos por faixa etária.

Número de despertares noturnos	Prevalência em infantes (%)	Prevalência em crianças (%)
0	6,8	25,8
1	20,2	34,6
2	33,2	23,8
≥ 3	39,3	15,8

Tabela 7: IDM e IDP por número de despertares noturnos e faixa etária.

Número de despertares noturnos	IDM em Infantes	IDP em Infantes	IDM em Crianças	IDP em Crianças
0	97,5	102	107	102,5
1	100	103	109	101
2	101	102,5	108	103
≥ 3	98	101,5	104	99,5

Os resultados obtidos neste estudo manifestaram-se bastante conclusivos e encontram-se apresentados na Tabela 6 e na Tabela 7. Primeiramente, foi possível aferir que os despertares noturnos são mais comuns e mais frequentes em infantes. Em seguida, encontraram-se, também, relações entre a qualidade do sono e o desenvolvimento de crianças: foi observado um pior desempenho cognitivo em crianças com despertares noturnos mais frequentes, enquanto que infantes com dois despertares noturnos apresentaram um melhor desempenho cognitivo. (Sun, et al., 2018)

Na Universidade de Durham no Reino Unido foi desenvolvido um estudo com a finalidade de determinar se a duração do sono tem implicações na adiposidade abdominal e total de crianças. A duração do sono (em horas por dia) foi relatada pelos pais por meio de questionários. Neste estudo participaram 1338 crianças agrupadas de acordo com a duração do seu sono e grupo étnico. Destas, 776 eram sul-asiáticas e 562 eram caucasianas. Os índices relativos à massa corporal (peso corporal, índice de massa corporal, percentagem de gordura corporal, soma de dobras cutâneas) e adiposidade abdominal (circunferência da cintura) foram medidos recorrendo a medidas antropométricas padrão. A amostra de crianças foi avaliada periodicamente entre os 12 e os 36 meses de idade. (Collings, et al., 2017)

Os resultados, apresentados na Tabela 8 e na Tabela 9, destacam a importância de considerar a adiposidade como um determinante proporcionalmente direto da diminuição do sono. No entanto, seriam necessárias mais investigações para determinar se, por si só, períodos cíclicos e constantes de sono reduzido e o ganho de adiposidade podem causar efeitos negativos à saúde das crianças. (Collings, et al., 2017)

Tabela 8: Resultados obtidos para crianças sul-asiáticas por faixa etária.

Crianças Sul-asiáticas	12 Meses	18 Meses	24 Meses	36 Meses
Sono (h/dia)	13,0 ± 1,9	12,6 ± 1,6	12,5 ± 1,4	11,9 ± 1,2
Índice de Massa Corporal (kg/m²)	16,6 ± 1,8	16,1 ± 1,6	16,4 ± 1,6	16,1 ± 1,6
Índice Massa Gorda (kg/m²)	3,8 ± 0,9	3,5 ± 0,8	3,6 ± 0,8	3,4 ± 0,9
Massa Gorda (%)	22,8 ± 2,8	21,8 ± 2,8	21,4 ± 3,2	21,0 ± 3,4
Circunferência da cintura (cm)	43,4 ± 3,1	44,7 ± 3,3	47,7 ± 3,7	49,9 ± 4,1
Dobras Cutâneas (mm)	36,6	33,4	31,8	28,0

Tabela 9: Resultados obtidos para crianças caucasianas por faixa etária.

Crianças Caucasianas	12 Meses	18 Meses	24 Meses	36 Meses
Sono (h/dia)	12,9 ± 1,4	12,7 ± 1,3	12,3 ± 1,4	11,7 ± 1,2
Índice de Massa Corporal (kg/m²)	17,3 ± 1,5	16,6 ± 1,4	16,8 ± 1,5	16,5 ± 1,3
Índice Massa Gorda (kg/m²)	4,2 ± 0,7	3,8 ± 0,7	3,7 ± 0,8	3,6 ± 0,7
Massa Gorda (%)	24,0 ± 2,3	22,5 ± 2,4	22,0 ± 3,0	21,7 ± 2,8
Circunferência da cintura (cm)	44,1 ± 3,0	46,0 ± 3,3	48,2 ± 3,2	50,7 ± 3,4
Dobras Cutâneas (mm)	41,4	36,0	31,8	31,8

2.2.3 Importância da estabilidade térmica em recém-nascidos

A temperatura ambiental e corporal tem um impacto direto na saúde e no desenvolvimento dos infantes. Deste modo, foram também desenvolvidas várias pesquisas sobre a importância da temperatura e do equilíbrio térmico em vários contextos como o sono, o desenvolvimento cognitivo, a capacidade respiratória, o sono e o apetite. A estabilidade térmica em recém-nascidos, definida pela Organização Mundial da Saúde como o estado em que a temperatura corporal se encontra entre 36,8°C e 37,3°C, proporcionando, assim, efeitos benéficos em outros processos autónomos, como por exemplo, o controlo da respiração e da frequência cardíaca, e apoia o crescimento e regulação do sono. (Degorre , et al., 2015)

Um controlo ineficiente da temperatura corporal, ou seja, a incapacidade de manter uma temperatura corporal normal, através do equilíbrio entre a perda e a produção de calor é, efetivamente, um problema clínico significativo em infantes prematuros e pode, de facto, associar-se à mortalidade e morbidade nesta

população. Em bebês prematuros avaliados durante os primeiros dias de vida, os sistemas biológicos intrínsecos responsáveis pela termorregulação são caracterizados por disfunção autonómica, por exemplo, por uma má resposta vasomotora ao stresse induzido pelo frio. É amplamente aceite que um ambiente térmico estável é crucial para prematuros, uma vez que a menor mortalidade e morbidade em bebês nascidos antes das 33 semanas de idade gestacional (IG) têm sido demonstradas para uma temperatura de admissão variando de 36,5°C a 37,2°C. (Lyu, et al., 2015) O controlo da temperatura corporal é particularmente importante durante a transição pós-parto. Para além disso, é também um desafio fisiológico nos primeiros dias de vida, porque a temperatura ambiental pode mudar rapidamente nesse período de tempo e o corpo do prematuro não consegue acompanhar essas alterações térmicas. (Jost, et al., 2017)

Para tratar a desregulação da temperatura corporal, os bebês prematuros são tipicamente amamentados em incubadoras que permitem o ajuste controlado da temperatura do ar da incubadora com base na diferença entre a temperatura corporal do bebé e uma temperatura alvo predefinida como ideal. Foi precisamente durante esta fase e sob essas mesmas condições que investigadores da Universidade de Basel estudaram a dinâmica e complexidade da temperatura corporal de infantes. Os participantes foram 90 infantes com IG entre as 24 e as 34 semanas, tendo como IG média as 30,1 semanas. (Jost, et al., 2017)

Realizaram-se registos em séries de três horas da temperatura corporal, tendo recorrido a um eléctrodo de superfície. No final, trataram os dados através de regressão linear multinível e multivariável. Os dados obtidos consistiram na temperatura corporal média, no coeficiente de variação da temperatura corporal, e no coeficiente de correlação das temperaturas obtidas em cada série temporal (T_{α}). De notar que T_{α} representa o tipo e grau de correlação dos valores numa série temporal. Assim sendo, o valor de T_{α} indica correlações mais fortes, isto é, um controlo mais eficaz da temperatura. Por fim, concluíram que, efetivamente,

infantes com T_{α} superior apresentam um suporte respiratório mais eficiente e um peso corporal mais saudável. (Jost, et al., 2017)

Um conjunto de cientistas da Universidade de Saitama estudaram, em 2017, os efeitos de sonos de curta duração no metabolismo energético, na temperatura corporal central (TCC) e no apetite. Nove homens adultos saudáveis foram agrupados segundo duas condições distintas: 3,5 e 7 de sono por noite. Estas condições foram exercidas por três noites consecutivas. Na quarta noite, todos os participantes dormiram 7 horas. O dispêndio de energia e a TCC foram monitorizados continuamente utilizando um calorímetro que revestia a totalidade da sala. Por sua vez, o apetite foi registado a cada hora pelo preenchimento de questionários individuais. (Hibi, et al., 2017)

A análise dos registos obtidos demonstrou a TCC média dos participantes com 3,5 horas de sono por noite diminuiu quando comparada com a TCC média dos restantes. Para além disso, o apetite dos participantes com o menor número de horas de sono foi significativamente superior. Por sua vez, o gasto energético de todos os indivíduos não sofreu alterações significativas. Assim sendo, foi possível aferir que hábitos recorrentes de dormir tempo insuficiente impulsionam o aumento de peso, porque o nível de apetite aumenta significativamente. (Hibi, et al., 2017)

2.2.4 Medição e temperatura corporal em idade pediátrica

Numa criança a febre define-se como a elevação da temperatura corporal acima da normal variação diurna. A febre não é considerada uma doença, mas sim um sinal de doença, tendo, na verdade, um papel importante como mecanismo de defesa contra a infeção. O tratamento da febre tem como objetivo prevenir as complicações e proporcionar conforto à criança. (Perpétuo, et al., 2016)

A correta medição da temperatura corporal nas crianças é um dado fundamental para determinar a presença de febre. Para tal, deve ser utilizado, preferencialmente, um termómetro digital. Existem vários métodos para medição da temperatura corporal:

- ◁ A via retal, através da introdução do termómetro no ânus, demonstrou ser o método mais fiável e o mais recomendado até aos 3 anos de idade;
- ◁ A via oral (na boca) é o método preferencial, a partir dos 3 anos, desde que a criança não tenha ingerido líquidos quentes ou frios nos últimos 15 minutos, mas não é considerado um método muito prático pois exige cooperação da criança;
- ◁ A medida axilar é o método menos fiável, mas é uma medição mais prática;
- ◁ A via timpânica (na membrana timpânica do ouvido) pode não refletir com precisão a temperatura, pelo que deve ser usada cautelosamente, sobretudo se envolver decisões clínicas.

Ao longo do dia a temperatura corporal normal varia entre os 36 °C e os 37 °C pela manhã. A febre define-se como a elevação da temperatura corporal acima da normal variação diurna. Genericamente, considera-se que há febre quando a temperatura retal é superior aos 38 °C ou superior a 37 °C na temperatura axilar. (Perpétuo, et al., 2016) (SNS 24, 2020)

2.2.5 Introdução a conceitos essenciais, aos componentes eletrónicos e a protocolos de comunicação

Os microcontroladores podem ser integrados e, assim, interagir com módulos periféricos através de distintos protocolos de comunicação. Destacam-se dois: *Serial Peripheral Interface* e *Inter-Integrated Circuit*. Estes têm em comum a envolvimento de um sinal de relógio, ou seja, serem síncronos. Para além disso, ambos utilizam uma estratégia de interação entre mestre e escravo, na qual o

microcontrolador assume o papel de mestre e o relógio comanda a troca de informação com os dispositivos periféricos integrados que, na verdade, são os escravos do sistema. No entanto, apresentam diferenças no que toca ao mecanismo de funcionamento. Estas são explanadas em seguida. (Mendonça)

No protocolo SPI, isto é, *Serial Peripheral Interface*, o mestre e o escravo estão ligados entre si por duas linhas de dados e possuem um registo interno de deslocamento rítmico ao sinal de relógio gerado pelo mestre. Estas linhas são a MOSI, *Master Output Slave Input* e MISO, *Master Input Slave Output*. Sob linhas gerais, para se utilizarem diferentes escravos, o mestre controla o valor presente em determinadas linhas de seleção. Por sua vez, o escravo que tiver a sua linha ativa, saberá que os dados na linha MOSI são para si, e/ou que pode gerar dados na linha MISO. Deste modo não há qualquer conflito ao nível das linhas MISO pois só uma estará ativa. (Mendonça) (Grusin, 2017)

Por sua vez, no protocolo de comunicação I2C, o que se entende por *Inter-Integrated Circuit*, a comunicação é realizada através de duas linhas: SDA (*Serial Data*) e SCL (*Serial Clock*). Tal como os nomes indicam, apenas existe uma linha de dados. Isto impede que a comunicação não permita o envio e receção simultâneo de informação. Aqui não existe uma linha de seleção. Para o contornar, na programação do sistema, devem ser atribuídos endereços aos componentes escravos para que o barramento ocorra corretamente. Cada escravo tem, então, um endereço de sete bits que o identifica e permite o estabelecimento de comunicação. (Mendonça)

O facto de ajudar a determinar a quantidade do movimento de um corpo, torna a aceleração num dos conceitos fundamentais da física. Na verdade, a aceleração é uma grandeza que indica a variação da velocidade de um corpo ao longo do tempo, chamando-se, assim, também de movimento uniformemente variado. Deste modo, quando há um aumento da velocidade (velocidade crescente)

há aceleração (movimento uniformemente acelerado) e, por outro lado, a diminuição de velocidade (velocidade decrescente) indica um movimento uniformemente retardado. Em adição, a aceleração trata-se de uma grandeza vetorial, visto que possui módulo (intensidade), direção e sentido. No Sistema Internacional (SI) a aceleração é medida em m/s^2 (Maciel, et al., 2016).

A aceleração gravítica consiste na aceleração à qual um corpo de determinada massa fica submetido por algum outro corpo de massa extremamente maior. A Terra, por exemplo, contém um campo gravitacional que atrai todos os corpos para o centro do planeta exercendo sobre os corpos uma força à qual é chamada de força gravitacional. A aceleração da gravidade pode ser definida como o aumento gradual da velocidade, a cada instante de tempo, que um corpo sofre caso estivesse em queda livre. Assim sendo, é geralmente apontada como constante. A aceleração da gravidade nas proximidades da superfície da Terra é, efetivamente, de $9,80665 \text{ m/s}^2$, sendo este valor vulgarmente aproximado para 10 m/s^2 para facilitar cálculos a realizar (Maciel, 2017).

2.3 Estudo de mercado

O *New Babysense 7* (Figura 1) é um dispositivo sensível que deteta os movimentos do bebé. Coloca-se por baixo de um colchão, que deve ter, no máximo, dez centímetros de espessura. Este dispositivo não necessita de ser colocado em contacto físico com o lactente, na verdade, aciona um alarme quando não deteta movimentos no colchão durante um período de vinte segundos ou se o movimento detetado for inferior a dez micro movimentos por minuto. Apresenta a vantagem de não realizar um contacto direto com o bebé. É constituído por duas placas sensíveis de modo a captar os movimentos em toda a superfície da cama. Os fabricantes apresentam algumas características que asseguram a segurança e fiabilidade:

afirmam que não é emitida qualquer radiação que possa ser prejudicial; que nenhum fio se encontra exposto; sustentam que o dispositivo não será afetado por qualquer interferência gerada por dispositivos elétricos domésticos; garantem que se encontra protegido face a ataques informáticos; que possui a capacidade de monitorizar toda a superfície do colchão; a alimentação por quatro pilhas AA não gera calor; a possibilidade de ser utilizado em qualquer colchão ou berço comum; apresenta um consumo de energia reduzido, tendo uma autonomia calculada de seis meses. Está disponível no mercado por 129.99\$, no entanto, só é comercializado nos Estados Unidos. Encontra-se aprovado pela HSA e FDA. (Babysense LLC, 2020)



Figura 1: New Babysense 7

O *Sense-U* (Figura 2), por sua vez, monitoriza a temperatura periférica do bebé, assim como a sua respiração e movimentação durante o sono. O sensor tem uma forma circular e é colocado na roupa. Os dados recolhidos, após processamento, podem ser visualizados numa aplicação para *smartphone* que é compatível com sistemas operativos *Android* e *IOS*. Para além disso, este aparelho deteta e gera uma notificação quando o bebé se vira e é também capaz de captar e transmitir vídeo e áudio, através de um módulo externo dotado dessas capacidades. A comunicação é assegurada através da utilização de uma tecnologia *Bluetooth* de baixa energia e reduzida emissão de radiação. É comercializado por 299.99\$ nos Estados Unidos, Canadá e Europa. (Sense-U, 2019)



Figura 2: Sense-U



Figura 3: Cocoon Cam Plus

O monitorizador *Cocoon Cam Plus* (Figura 3) representa numericamente a respiração do bebé, disponibilizando também a captação e visualização de vídeo e de áudio em tempo real, estando equipado com tecnologia de visão noturna. Gera alertas numa aplicação para *smartphone* quando o bebé acorda, quando chora ou quando o padrão de respiração se altera. Para além disso, também o seu sistema de som integrado possibilita que o progenitor comunique com o bebé através do telemóvel. É colocado na parede e não tem contacto com o bebé. A alimentação é assegurada por uma bateria e a comunicação é realizada por *Wi-Fi*. Tem um valor comercial de 149.99\$ e tem aprovação pela HSA e FDA. (CocoonCam 2019)

Em adição, o *Owlet Smart Sock 2* (Figura 4), tal como o nome indica, é uma meia inteligente que se coloca alternadamente em cada pé do bebé em conjunto com uma estação base. Esta emite uma cor de acordo com o estado do bebé. Para além disso, comunica com uma aplicação na qual é possível consultar o ritmo cardíaco e o nível de oxigénio do infante. Como desvantagem apresenta a necessidade de ser lavada regularmente e de se tornar rapidamente obsoleta devido ao crescimento do bebé. Tem um custo de 295€. (Owlet, 2019)

Por fim, e talvez o dispositivo com o maior e mais diverso leque de características e capacidades, tem-se o *Snuza Hero* (Figura 5). Coloca-se na fralda, junto à barriga do lactente. Monitoriza a respiração, vibrando após quinze segundos

sem a deteção de uma inspiração ou expiração para estimular o lactente e gera um alerta sonoro quando, durante vinte segundos, isto é, cinco segundos após o início da vibração, não deteta qualquer movimento de respiração. A alimentação é assegurada por duas pilhas CR2. É constituído por poli plásticos térmicos aprovados pela FDA e apresenta um valor comercial é de 109.99\$. (Snuza, 2019)



Figura 4: Owlet Smart Sock



Figura 5: Snuza Hero

A análise anterior permite aferir que os dispositivos de monitorização existentes no mercado são, regra geral, dotados de capacidades interessantes, mas focam-se, especialmente na captura de som de vídeo e na deteção de respiração. A versatilidade reduzida das características destes dispositivos pode dever-se à curta janela de utilização à qual são sujeitos. De facto, à medida que o tempo avança, torna-se menos importante monitorizar com tanta proximidade e detalhe o sono dos infantes, uma vez que se detetam padrões e se conhecem os significados de determinados comportamentos da criança, até que, por fim, eventualmente esta se torna capaz de comunicar.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

3 Arquitetura do Sistema

Neste capítulo reúnem-se todos os requisitos do sistema e é realizada a primeira abordagem aos componentes físicos e às plataformas de desenvolvimento a utilizar. Define-se a arquitetura do sistema e são estudados os componentes sensoriais e as plataformas de desenvolvimento disponíveis para aquisição e/ou utilização, culminando com a seleção dos mesmos.

3.1 Requisitos funcionais

O levantamento inicial de requisitos funcionais é de extrema importância no desenvolvimento deste sistema eletrónico de monitorização, assim como da respetiva aplicação móvel. Em seguida, apresentam-se os requisitos funcionais para

cada um dos componentes principais, isto é, da pulseira e da aplicação móvel, com a utilização de diagramas de casos de uso. De salientar que o termo “pulseira” será adotado devido ao método de colocação desejado ser semelhante, mesmo que o dispositivo venha a ser colocado em pontos anatómicos que não sejam os pulsos.

3.1.1 Pulseira

A pulseira, idealmente, deverá poder ser colocada no membro superior e/ou inferior do lactente, isto é, no pulso e/ou no tornozelo nomeadamente. Seguindo os casos de uso apresentados na Figura 6 deverá ter as seguintes capacidades:

◁ **Suporte dos componentes físicos e ligações:** para a obtenção de dados relevantes será necessária a implementação de componentes elétricos sensoriais. Estes deverão obter e comunicar os dados recolhidos a um dispositivo de processamento, sendo utilizadas ligações físicas para tal. A pulseira deverá fornecer o suporte necessário para todos os componentes e respetivas ligações;

◁ **Recolha de dados de temperatura corporal:** através dos dispositivos sensoriais incorporados, a pulseira deverá ser capaz de recolher periodicamente a temperatura corporal do lactente;

◁ **Recolha de dados de movimentos corporais:** à semelhança do ponto anterior, a pulseira deverá também obter dados gerados por movimentos do lactente através dos dispositivos sensoriais incorporados;

◁ **Processamento de dados de temperatura corporal:** deverá processar e filtrar as medições de temperatura recolhidas, obtendo valores precisos e exatos;

◁ **Processamento de dados de aceleração:** o dispositivo deverá receber dados provenientes de movimentações corporais, calcular e contabilizar acelerações significativas, traduzindo-as em possíveis movimentos;

◁ **Comunicação com um serviço *web*:** o dispositivo deverá ter a capacidade de comunicar os dados obtidos nos pontos anteriores. Estes dados serão enviados para um serviço *web*, através de um protocolo de comunicação sem fios.

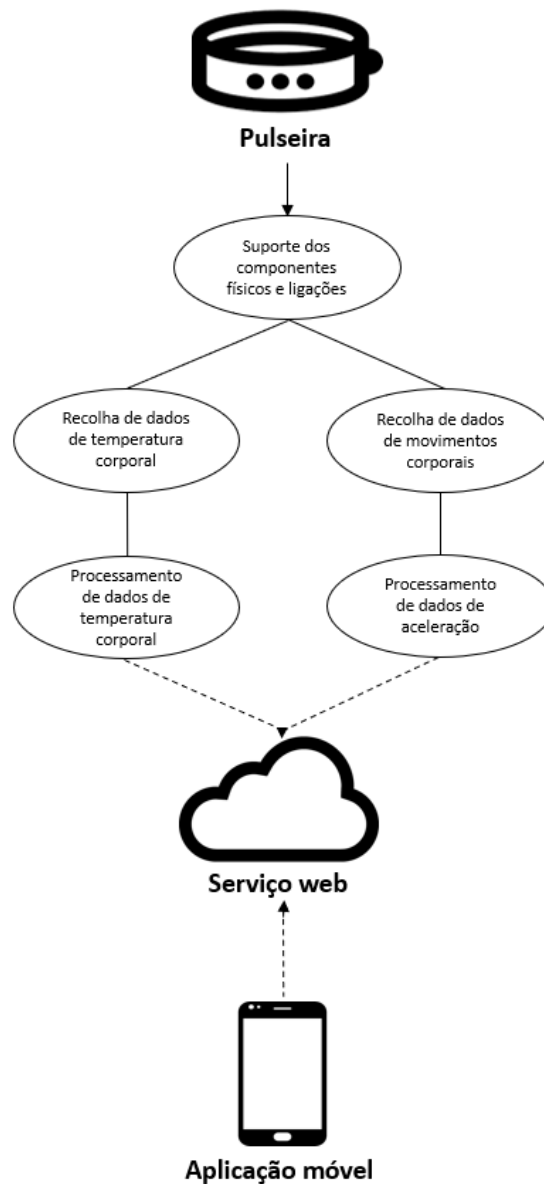


Figura 6: Requisitos funcionais da pulseira.

3.1.2 Aplicação móvel Android

Por sua vez, a aplicação móvel deverá ser responsável pela disponibilização e demonstração de dados relevantes recolhidos na pulseira. Para tal, deverá comunicar autonomamente com um serviço *web*, no qual será armazenada a informação recolhida pelos dispositivos sensoriais. Assim, funcionalmente, e de acordo com a Figura 7, será responsável por:

◁ **Gerar notificações:** quando situações potencialmente perigosas ou indesejadas ocorrerem, a aplicação deverá gerar alertas automaticamente no *smartphone* do utilizador. Estes acontecimentos podem ser: a obtenção de temperaturas corporais elevadas; a obtenção de temperaturas corporais reduzidas; a leitura de movimentos corporais que signifiquem que o lactente está acordado;

◁ **Exibir dados atuais:** a aplicação deverá mostrar os dados recolhidos e processados mais recentemente quando em execução. Para além disso, deverá informar sobre o momento da realização dessas medições;

◁ **Exibir o estado do sistema:** a aplicação deverá informar o utilizador sobre alguns erros do sistema. Estes podem ser provenientes da ausência de ligação à internet ou da impossibilidade de exibir informação útil e atualizada em relação aos dois parâmetros a monitorizar;

◁ **Exibir o histórico de dados:** o utilizador deve ter a possibilidade de ver alguns registos anteriores de dados recolhidos;

◁ **Fazer pedidos ao serviço *web*:** a aplicação deverá pedir informação ao serviço *web* em diferentes ocasiões. Estes pedidos podem ser realizados manualmente em consequência de interações de autoria do utilizador e podem também ser executados periodicamente de modo a permitir uma monitorização eficiente do lactente.

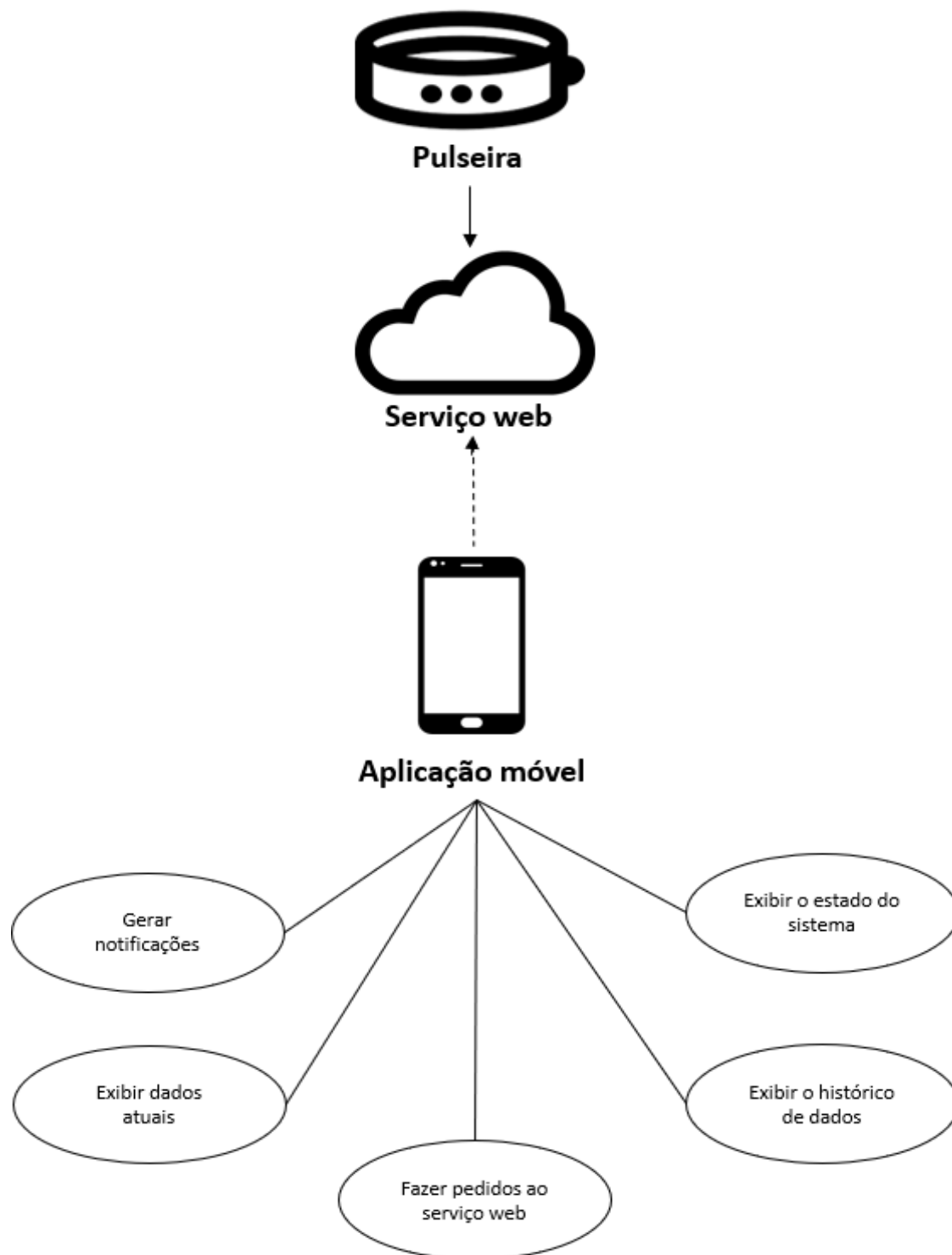


Figura 7: Requisitos funcionais da aplicação *Android*.

3.2 Requisitos não funcionais

Apresentam-se, desta feita, os requisitos necessários à segurança e ao conforto do portador da pulseira, assim como, à fácil utilização e interação com a aplicação para dispositivos móveis.

3.2.1 Pulseira

Sendo destinado a recém-nascidos, lactentes e infantes, os componentes constituintes do dispositivo deverão ser minuciosamente definidos. Tendo reconhecida a importância da qualidade e da quantidade de sono no desenvolvimento cognitivo, qualquer fator de interação e/ou distração deverá ser evitado. Para além disso, é necessário ter em consideração que a capacidade cognitiva dos lactentes é, de facto, reduzida. Na verdade, de um modo inconsciente o lactente pode, facilmente, proporcionar a ocorrência de situações de perigo para si mesmo.

Primeiramente, para aumentar a sua versatilidade e para maximizar as opções de colocação, deverá ser utilizável em locais corporais de fácil acesso como os pulsos, tornozelos ou a axila. Deste modo, o guardião poderá escolher o local que gere menos incómodo para o lactente ao seu cuidado que deverá ser capaz de dormir confortavelmente apesar de ter o dispositivo colocado. Para tal, as dimensões do dispositivo deverão ser reduzidas.

Devido ao impulso de colocar objetos e/ou partes corporais na cavidade oral, a pulseira deverá ser constituída pelo menor número possível de peças individuais. Para além disso, havendo múltiplos constituintes, estes deverão ter um encaixe especialmente planeado para que o lactente não seja capaz de separar qualquer

componente. Deste modo, reduz-se efetivamente a probabilidade de ocorrerem situações perigosas de deglutição e/ou de obstrução das vias aéreas.

Manifesta-se também importante a ausência de estímulos visuais, auditivos ou táteis que possam perturbar o sono do lactente. Assim, o dispositivo não deverá emitir sons, luzes e/ou vibrar.

Por fim, para que o lactente não sofra ferimentos, o dispositivo deverá ser revestido por materiais suaves e não abrasivos. Em adição, não deverá ter qualquer aresta pontiaguda.

3.2.2 Aplicação móvel

Por sua vez, a aplicação móvel *Android* destina-se aos guardiões do recém-nascido pelo que os critérios a ter em atenção são distintos. Consecutivamente, dada a vastidão de utilizadores que podem pertencer a diferentes faixas etárias e ter níveis de educação distintos, primeiramente a aplicação deverá ter uma instalação simplificada e intuitiva. Consequentemente, a utilização e interação com a aplicação deve também ser facilitada. Idealmente, o utilizador não deverá sentir dificuldade ao interagir com cada uma das funcionalidades da aplicação. Para tal, poderão ser utilizadas estratégias gráficas.

Em adição, dada a importância da informação a transmitir, a aplicação deverá ter um tempo de resposta curto para que a monitorização do lactente seja eficaz. Deste modo, quando uma situação indesejada surgir, os guardiões poderão prestar cuidados ao lactente com brevidade.

3.3 Arquitetura geral do sistema

Tendo definido os objetivos e funcionalidades gerais do dispositivo, a arquitetura global do sistema pode ser representada sob a forma de um esquema simples, tal como na Figura 8. Em linhas gerais, sendo o dispositivo destinado à monitorização do sono do recém-nascido torna-se, então, relevante detetar e captar movimentos e a temperatura corporal. Para tal, deverão ser selecionados componentes capazes de o fazer e com características adequadas à finalidade pretendida. Neste caso, serão sensores de temperatura e de aceleração. Uma vez que estes por si só não possuem a habilidade de tratar os dados recolhidos, será necessário adicionar outro módulo. Este idealmente irá reunir os dados de ambos os sensores e poderá, em adição, ser responsável pela transmissão dos mesmos, sendo ser total ou parcialmente processados pelo mesmo.

A capacidade de comunicação manifesta-se crucial, porque será o único modo que permite tornar os dados captados em informação efetivamente útil para os guardiões. Para evitar interrupções do sinal e possivelmente até a perda de pacotes de dados, o protocolo de comunicação adotado será preferencialmente o *Wi-Fi*. Através deste meio, os dados deverão ser enviados via serviço *web* e ser armazenados numa base de dados remota. Aqui os dados recebidos já estarão totalmente processados. Tendo dados no seu formato mais aprimorado, serão, então, enviados para a aplicação destinada a dispositivos móveis *Android*, podendo ser adaptada sob a forma de tabelas, esquemas, gráficos ou ilustrações.

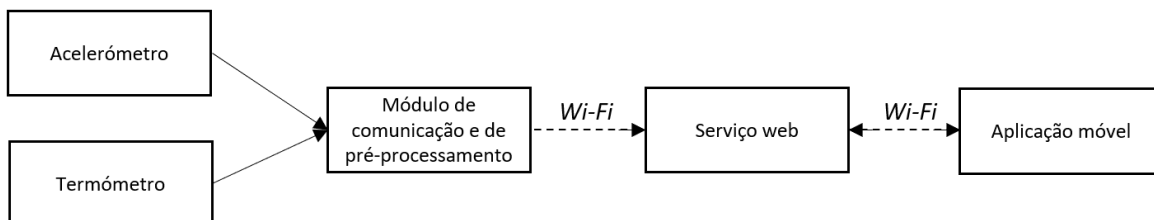


Figura 8: Diagrama de blocos da arquitetura do sistema do dispositivo a desenvolver.

No entanto, a pulseira terá uma aparência discreta, não indicando de forma óbvia as suas capacidades. Consequentemente, e seguindo o diagrama que consta na Figura 9, sob o ponto de vista do recém-nascido, o sistema apresentar-se-á semelhante a uma pulseira. Irá captar os movimentos realizados, assim como a temperatura corporal. Estas medições deverão ser realizadas recorrentemente e com uma periodicidade que demonstre fazer sentido para cada parâmetro.

Por sua vez, para os guardiões estará disponível para instalação num *smartphone* com sistema operativo *Android* uma aplicação onde os dados previamente tratados poderão ser consultados intuitivamente. Para além disso, serão gerados alertas quando ocorrerem situações adversas. Estas podem ser: atividade física excessiva; a ausência de movimentos; uma temperatura corporal inesperadamente elevada ou reduzida. Estes alertas serão, na verdade, notificações com vibração do telemóvel e alerta sonoro.

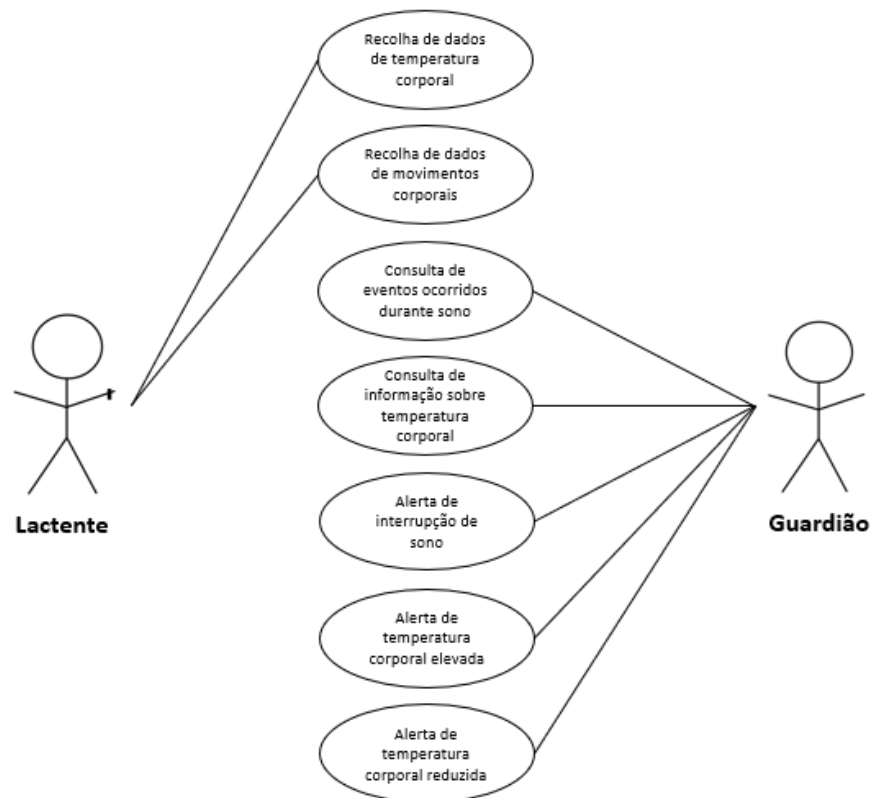


Figura 9: Diagrama de casos de uso do dispositivo a desenvolver.

3.4 Seleção de materiais

Em seguimento, procede-se ao estudo e das soluções existentes no mercado no que respeita aos dispositivos eletrónicos a utilizar, nomeadamente ao módulo de processamento, ao termómetro e ao acelerómetro.

3.4.1 Módulo de processamento

Tenho definido que seria necessário recorrer à implementação de um módulo de processamento, de um acelerómetro e de um termómetro, torna-se, então, relevante analisar as soluções disponíveis no mercado. Nesta análise, foram relevantes características como os protocolos de comunicação incorporados, as dimensões dos componentes, o valor comercial, o tipo de barramento de sinal, a resolução de leitura, entre outros.

Em primeiro lugar, procedeu-se à pesquisa de módulos de processamento. No mercado, atualmente, destacaram-se dois microcontroladores:

◁ **Arduino Uno Rev3:** encontra-se na Figura 10, tem por base o microcontrolador ATmega328P e é frequentemente utilizado na iniciação à programação eletrónica. Disponibiliza catorze portas digitais, seis portas analógicas. Permite a realização de ligações USB para alimentação, transferência e instalação do código desenvolvido. Apresenta uma tensão operacional de 5V. Por si só, não possui capacidade de comunicação sem fios. Deste modo, exige o acoplamento de módulos externos, como, por exemplo, módulos de comunicação *Wi-Fi* ou *Bluetooth*, o que acrescenta complexidade à tarefa de programação do mesmo, assim como custos adicionais. Encontra-se no mercado disponível a partir de aproximadamente 14,50€. No que se refere a dimensões, apresenta 68,3mm de comprimento e

53,4mm de largura. É um produto de código aberto, o que promoveu a disponibilização de inúmeras bibliotecas em fóruns de desenvolvimento. (Arduino)

◀ **ESP32:** são uma série de microcontroladores com características diversas de modo a permitir uma maior versatilidade de integração. Têm um consumo de energia reduzido. Contêm comunicação *Wi-Fi* e *Bluetooth*, um amplificador de potência e filtros integrados. Dada a grande variedade de dispositivos, o número de entradas digitais e analógicas, as dimensões e o valor comercial podem diferir bastante. No entanto, os módulos mais comuns estão disponíveis no mercado a aproximadamente 2,50€. (Espressif)

Dada a análise geral dos módulos de processamento anteriores, foi selecionado um ESP32. O motivo da seleção do mesmo residiu, sobretudo, na integração incorporada dos protocolos de comunicação *Bluetooth* e *Wi-Fi*, assim como o valor comercial do mesmo. De notar que a primeira característica irá facilitar a programação do dispositivo, assim como, anular o acréscimo de módulos externos, o que também reduz a importância monetária a investir. Assim sendo, tratando-se de uma série de microcontroladores, a pesquisa continuou no sentido de encontrar um que se demonstrasse apropriado.



Figura 10: Arduino Uno Rev 3.

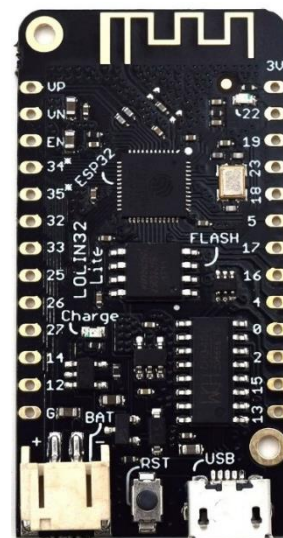


Figura 11: Wemos Lolín32.

A pesquisa concluiu-se com a escolha do microcontrolador Wemos Lolin32,

Figura 11. Este módulo integra *Wi-Fi, Bluetooth*, uma bateria de lítio com uma corrente máxima de alimentação de 500mA e uma velocidade máxima de transmissão de 256000bps. Em adição, suporta os protocolos de comunicação SPI e I2C. Relativamente à sua dimensão, trata-se de um dispositivo menor que o Arduino Rev 3, tendo 57 mm de comprimento e 25 mm de largura o que também é vantajoso dada a finalidade do dispositivo a desenvolver. Como processador tem um ESP32 incorporado.

3.4.2 Sensor de temperatura

Para realizar as medidas de temperatura corporal manifestava-se importante a escolha de um sensor de temperatura com características específicas entre as quais uma dimensão reduzida, não necessitar de ser colocado em contacto físico direto com o lactente e apresentar uma elevada resolução. No entanto, a junção de todos estes parâmetros traduz-se muitas vezes num valor comercial elevado, pelo que as opções viáveis eram, desde logo, reduzidas.

Realizada uma pesquisa, numa fase final, a escolha de sensor de temperatura residiu entre o sensor de temperatura MLX90614 e o sensor LM35 fabricados pela Melexis e Texas Instruments respetivamente. Os sensores mencionados encontram-se na Figura 13 e na Figura 12, sob a forma de placa de expansão. Note-se que a Texas Instruments não disponibiliza o sensor LM35 sob a forma de placa de desenvolvimento, pelo que se teria que optar por outro fornecedor. As principais características destes dispositivos encontram-se na Tabela 10.



Figura 12: Placa de expansão do sensor de temperatura MLX90614.

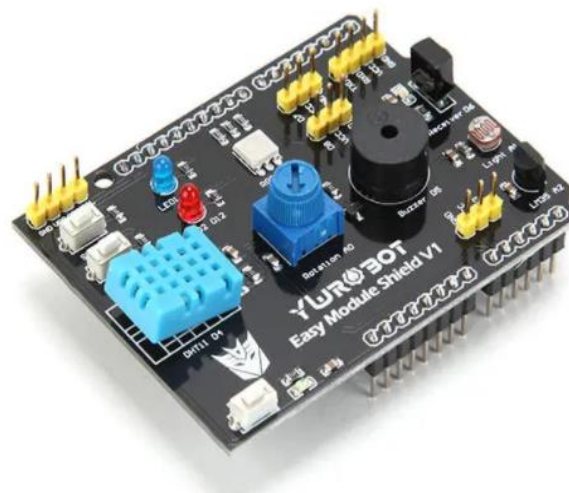


Figura 13: Placa de expansão do sensor de temperatura LM35.

Tabela 10: Características principais dos sensores de temperatura MLX90614 e LM35
(Instruments, 1999) (Melexis, 2019)

	MLX90614	LM35
Calibração	Escala Celsius	Escala Celsius
Precisão (a 25 °C)	0,5 °C	0,5 °C
Faixa de funcionamento	-70 °C a 380 °C	-55 °C a 150 °C
Tensão elétrica suportada	3V, 5V, 8V e 16V	4V a 30V
Resolução de medição	0,02 °C	0,5 °C
Valor comercial mínimo	4,50 €	5,50 €
Dimensões	11,3 x 16,9 mm	68 x 53 mm

Feita a análise comparativa, para a medição de temperatura corporal optou-se pelo sensor MLX90614. Os principais aspetos que concluíram a decisão consistiram sobretudo na menor resolução de medida que permitirá obter valores mais aproximados do valor real, assim como, novamente, o reduzido valor comercial.

Para além disso, a diferença de tamanho é também mais vantajosa para o contexto pretendido.

Em adição, a ficha técnica do sensor MLX90614, para além de colocar ênfase nas características anteriormente apresentadas, afirma uma fácil integração deste sensor e uma apropriação para medições de temperatura corporal, tendo, até uma calibração de precisão elevada necessária para a utilização em contextos médicos. (Melexis, 2019)

3.4.3 Sensor de aceleração

Finalmente, foi também necessário analisar e avaliar os sensores de aceleração disponíveis atualmente no mercado. A escolha residiu entre o acelerómetro MPU6050 comercializado pela Electrofun (Figura 14) e o LIS3DH disponibilizado pela Sparkfun (Figura 15).



Figura 14: Acelerómetro MPU-6050 comercializado pela Electrofun.

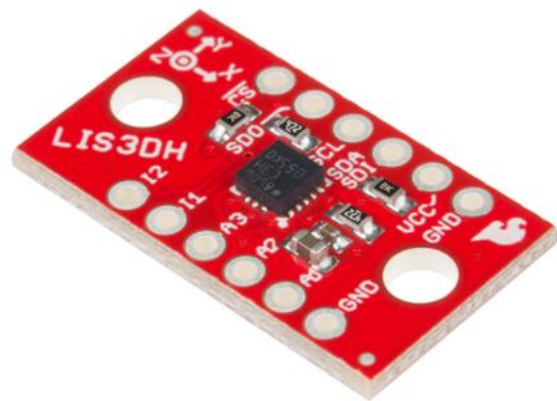


Figura 15: Acelerómetro LIS3DH comercializado pela Sparkfun.

Tabela 11: Características principais dos acelerómetros LIS3DH e MPU-6050

	LIS3DH	MPU-6050
Tensão de operação	1,7 a 3,3 V	3 a 5 V
Graus de liberdade (DOF)	3	3
Intervalo de temperatura com garantia de funcionamento	-40 a 85 °C	-40 a 85 °C
Termómetro incorporado	Sim	Sim
Giroscópio incorporado	Sim	Sim
Valor comercial	5,30€	8,75€
Dimensões	27 x 12 mm	20 x 16 mm

Dada a tabela anterior, é possível aferir que os acelerómetros apresentados são semelhantes. De facto, ambos possuem três graus de liberdade, termómetro e giroscópio integrados. A faixa de temperatura para a qual asseguram uma medição precisa é também a mesma. Assim, a principal distinção residiu no valor comercial. Uma vez que a diferença era substancial, optou-se pelo acelerómetro LIS3DH.

3.5 Características dos materiais selecionados

Tendo, efetivamente, selecionado cada componente, é, neste momento, importante analisar o esquema elétrico intrínseco de cada um. Esta análise irá permitir aferir o melhor protocolo de comunicação a aplicar para integrar os três componentes, assim como providenciar o conhecimento de quais as portas a utilizar. De salientar que as três figuras apresentadas em seguimento não são uma representação real nem à escala dos dispositivos apresentados.

Começando pelo acelerómetro, cujo esquema de pinos se encontra na Figura 16, é visível a existência de onze pinos. Em seguida, explica-se o significado e a funcionalidade de cada pino:

- ◁ VCC – Pino de alimentação (3,3V);
- ◁ GND – Pino de ligação comum à terra;
- ◁ SCL – Pino utilizável para os protocolos de comunicação I2C e SPI como *Serial Clock*, isto é, com a função de relógio que coordena a comunicação de dados;
- ◁ SDA – Pino de *Serial Data In* em I2C. Permite a comunicação de dados provenientes do processador para o acelerómetro. Pode ser utilizado em SPI com o papel de MOSI;
- ◁ SDO – Pino de *Serial Data Out* e de definição de endereços em I2C. Por predefinição, quando ligado à terra ou desligado assume o endereço de 0x18. Por sua vez, quando ligado a uma alimentação de 3,3V assume o endereço 0x19. Em adição, em SPI pode assumir o papel de MISO, onde permite a comunicação de dados provenientes do acelerómetro para o processador;
- ◁ CS – Pino de *Chip Select*. Permite definir o protocolo de comunicação a utilizar no acelerómetro. Para comunicar via I2C pode não ser utilizado ou ser ligado a uma alimentação de 3V. Por sua vez, para recorrer a SPI deve ser ligado à terra;
- ◁ INT1 e INT2 – Pinos de interrupção de saída. Permite configurar a interrupção da transmissão de dados. Esta interrupção pode ser desejável por vários motivos como, por exemplo, determinados movimentos, inclinações, toques, entre outros;
- ◁ ADC1, ADC2 e ADC3 – Pinos de conversão de sinal analógico para sinal digital. (Adafruit, 2015)

Por sua vez, o esquema da placa do termómetro sem fios MLX-90614 encontra-se na Figura 17. Esta é a placa com o esquema mais simples, dada a menor dimensão e o menor número de portas, tendo apenas as seguintes quatro:

- ◁ VIN – Pino de alimentação do termómetro com 3V;
- ◁ GND – Pino de ligação comum à terra;
- ◁ SCL – Pino de *Serial Clock* para comunicação I2C;
- ◁ SDA – Pino de *Serial Data* para comunicação I2C.

Por fim, resta proceder à análise do esquema elétrico do módulo de processamento selecionado, o Wemos Lolin32, representado na Figura 18. Esta placa é constituída por vinte e seis portas, sendo algumas multifuncionais:

- ◁ VP, VN, 34, 35, 32, 33, 25, 26, 27, 14, 12, 4, 0, 2, 15, 13, – Pinos para ligações de carácter analógico;
- ◁ VP, VN, EN, 34, 35, 32, 33, 0 – Pinos de controlo de sinal;
- ◁ 32, 33, 27, 14, 12, 4, 0, 2, 15, 13 – Pinos capacitivos de toque. Detetam alterações elétricas quando se toca em algum dos pinos. Em resposta, produzem uma resposta de saída de acordo com a carga elétrica do objeto que realizou o contacto físico.
- ◁ GND – Pino de ligação comum à terra;
- ◁ 3,3V – Pino de alimentação do módulo, geralmente com 3,3V;
- ◁ 22 – Pino que permite a utilização do LED embutido na placa. Pode também assumir o papel de porta SCL, isto é, *Serial Clock*, em comunicação I2C;
- ◁ 19 – Pino MISO no protocolo de comunicação SPI. Permite a saída de dados do dispositivo que atua como escravo para o mestre;
- ◁ 23 – Pino MOSI no protocolo de comunicação SPI. Permite a saída de dados do dispositivo que atua como mestre para o escravo;
- ◁ 18 – Pino CSK, isto é, *Serial Clock*, no protocolo de comunicação SPI;
- ◁ 5 – Pino SS, ou seja, *Slave Select*, utilizado no protocolo SPI. Comunica com o dispositivo escravo, informando-o de quando deve tornar-se ativo, enviar e/ou

receber informação. Quando são utilizados múltiplos dispositivos escravo, permite seleccionar o dispositivo com o qual o mestre pretende comunicar;

< 17, 16 – Pinos de transmissão (TX) e de receção (RX) respetivamente. São os pinos de comunicação de informação em série;

< 0 – Pino de relógio (CLK) utilizado em comunicação via protocolo SPI. (Fult, 2019)

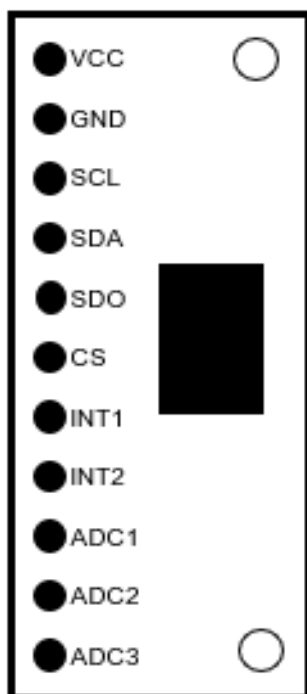


Figura 16: Esquema de pinos do acelerómetro LIS3DH.

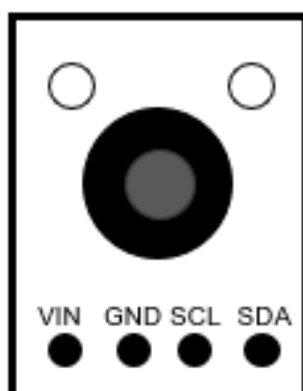


Figura 17: Esquema de pinos do termómetro sem fios MLX-90614

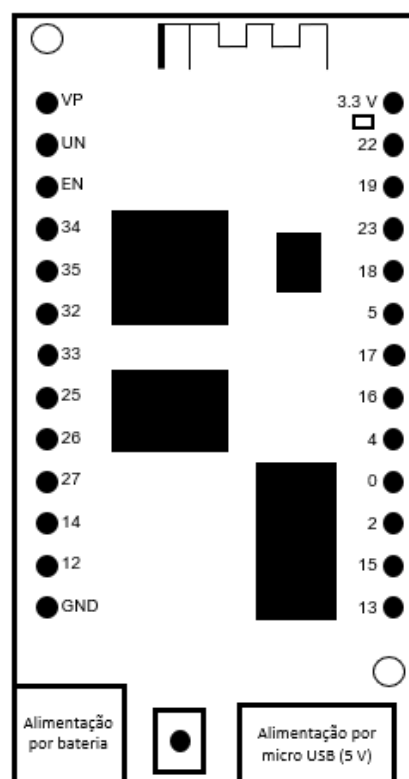


Figura 18: Esquema de pinos do módulo de processamento Wemos Lolin32

Tendo, neste momento, um conhecimento mais detalhado relativamente às placas de expansão de cada dispositivo a utilizar, é possível aferir que se encontram presentes diversos protocolos de comunicação. Efetivamente, o termómetro apenas

permite I2C, o acelerómetro suporta os protocolos I2C e SPI e o módulo de processamento suporta comunicação I2C, SPI e em série. Assim sendo, na verdade apenas existem dois protocolos comum aos dispositivos, o que poderá trazer versatilidade no que respeita as ligações físicas a implementar.

3.6 Escolha das tecnologias de software

Apresentam-se, em seguimento, as plataformas de desenvolvimento, serviços úteis e linguagens de programação selecionadas para a implementação deste projeto.

3.6.1 Arduino IDE

Desde logo, optou-se por iniciar o desenvolvimento pela programação do funcionamento dos componentes elétricos. Para tal, foi necessário adotar uma plataforma de desenvolvimento que suportasse os mesmos. A escolha terminou com a plataforma Arduino IDE 1.8.13 e foi determinada pela sua popularidade e pela existência de milhares de bibliotecas e fóruns, que viriam a facilitar o desenvolvimento deste produto. Apesar do nome, permite a programação de outras placas de desenvolvimento, entre as quais a Wemos Lolin32. Em adição, é de caráter aberto e é compatível com os sistemas operativos mais comuns, isto é, Windows, Mac OS e Linux. (Arduino, 2020) Efetivamente, esta plataforma permite a programação, envio e instalação do código elaborado no dispositivo de processamento, assim como a visualização dos dados obtidos. A linguagem de programação suportada pela plataforma é C++. Esta linguagem é orientada a objetos

e caracteriza-se por ser diretamente compilável para o código nativo de outros dispositivos, por ser suportada por inúmeras bibliotecas. (Albatross, 2019)

3.6.2 Firebase

Em seguimento, para realizar a função de armazenamento e de via de comunicação dos dados obtidos, recorreu-se ao Firebase. Este serviço foi construído sob a infraestrutura da Google, sendo, assim, facilmente escalável. Em adição, o Firebase oferece funcionalidades vastas como, por exemplo, a análise de dados, a análise de parâmetros relacionados com o desempenho da aplicação, o envio de notificações, uma base de dados, relatórios de falha da aplicação, a sincronização de dados armazenados, a implementação de mecanismos de autenticação de utilizadores, a possibilidade de realizar configurações da aplicação sem que seja obrigatório lançar uma nova versão da aplicação. Por fim, estão também disponíveis ferramentas para a integração do Firebase com outras plataformas populares como a *PlayStore*, *Slack*, *Jira* e *Google Ads*. (Firebase, 2020)

3.6.3 Android IDE

Finalizando, para o desenvolvimento da aplicação móvel propriamente dita adotou-se a linguagem de programação *Kotlin*. Esta é, de facto, uma linguagem orientada a objetos que visa a redução de código desnecessário e que reduz a probabilidade da ocorrência de erros, comparativamente com Java. Sendo vastamente utilizada tanto por desenvolvedores de *Android* como de *Java*, pode, também, ser implementada recorrendo a qualquer IDE que suporte Java como IntelliJ IDEA, Android Studio, entre outras. (JetBrains, 2020)

Assim sendo, a escolha do ambiente de desenvolvimento integrado terminou na plataforma Android Studio. Esta plataforma demonstrou-se cativante por permitir a criação de layouts complexos e responsivos graças aos componentes fornecidos nativamente pela Google. Apresenta, também um emulador de dispositivos móveis integrado o que permite a realização de testes de um modo rápido e sem recorrer à instalação num dispositivo físico. Por fim, o facto de o editor de código ser de carácter inteligente, sugerindo e completando conteúdo, veio, efetivamente, agilizar a programação.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

4 Hardware do Produto

Neste capítulo apresenta-se a vertente física do dispositivo. Assim sendo, exhibe-se o esquema elétrico adotado e apresenta-se a programação dos dispositivos sensoriais utilizados.

4.1 Esquema elétrico

Dado o reduzido número de componentes físicos necessários para a finalidade aqui proposta, o esquema elétrico terminou por se demonstrar relativamente simples, tal como a Figura 19 sustenta. Em seguida, explanam-se as ligações físicas implementadas.

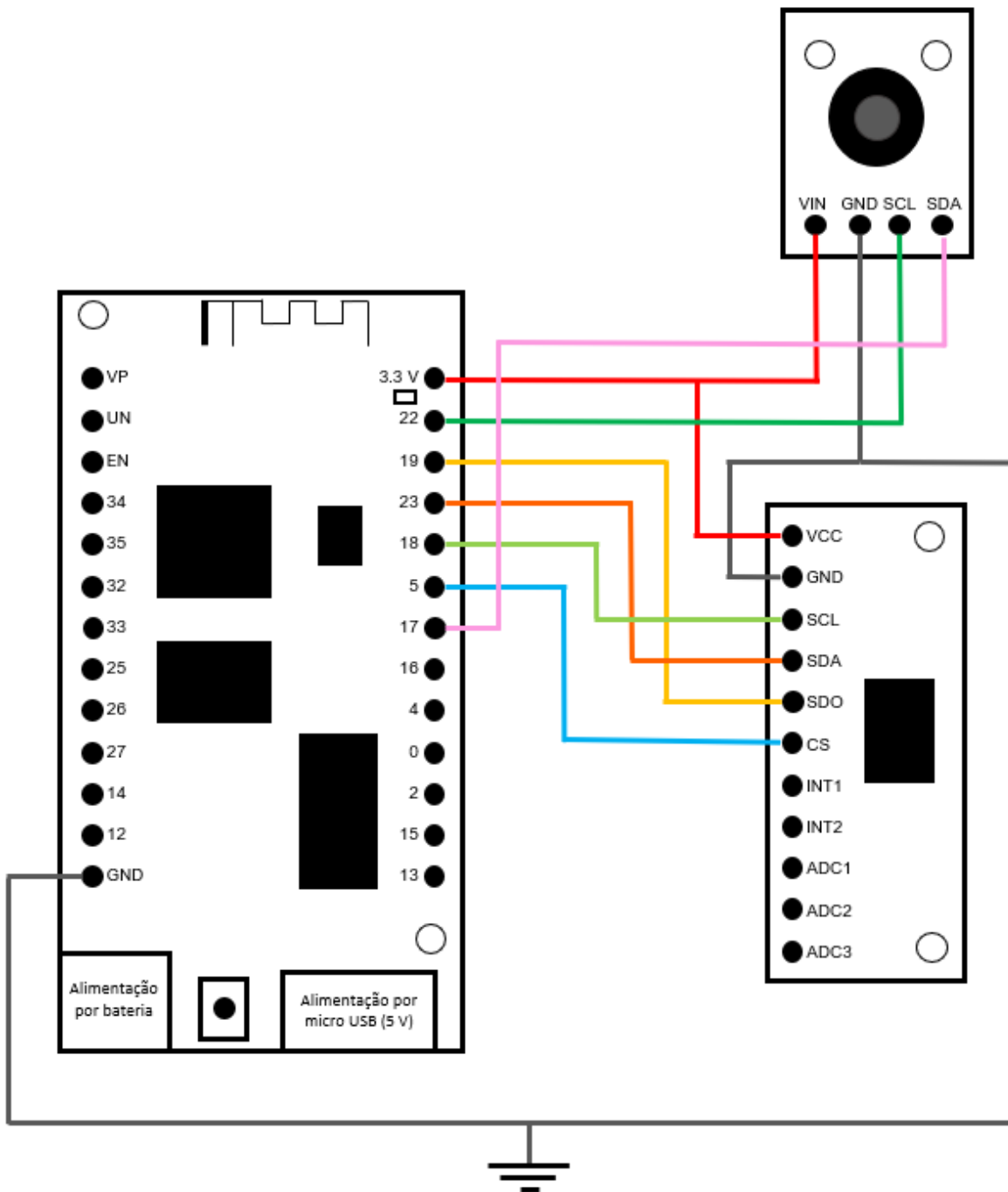


Figura 19: Esquema elétrico das ligações entre componentes físicos.

Tomando como início o termómetro MLX90614 que, tal como afirmado em capítulos anteriores, apenas suporta o protocolo de comunicação I2C. Deste modo, foram realizadas ligações utilizando todos os pinos deste sensor, uma vez que todos apresentavam um carácter imprescindível. O pino de alimentação Vin foi ligado ao pino do microcontrolador que fornece 3,3V de energia e o GND, por sua vez, foi ligado à terra. Os pinos de transmissão de dados SCL e SDA por fim, foram conectados aos pinos 22 e 17, respetivamente, do microcontrolador. Em adição, foi também necessário defini-los no código da aplicação, assim como visível na Figura 20.

```
// Thermometer pins
#define I2C_SDA_PIN 17
#define I2C_SCL_PIN 22
```

Figura 20: Definição dos pinos no microcontrolador utilizados para o termómetro.

No que respeita ao acelerómetro LIS3DH e seguindo novamente o esquema elétrico apresentado na Figura 19, foram necessárias seis conexões. Destas, duas das ligações, à semelhança do termómetro, entre o pino de alimentação VCC ao pino do microcontrolador que fornece 3,3V de energia e o GND, por sua vez, foi, também, ligado à terra. Posteriormente, realizaram-se conexões características do protocolo SPI. Desta feita, uniram-se os pinos SCL, SDA, SDO e CS do acelerómetro aos pinos 18, 23, 19 e 5 do microcontrolador, respetivamente. Para estas últimas ligações se tornarem eficazes, foi selecionada uma biblioteca, explanada no capítulo seguinte, que permitiu definir os pinos anteriores para corresponderem a CLK, MOSI, MISO e CS, tal como exigido pelo protocolo SPI. Mais uma vez, foi similarmente necessário defini-los no código da aplicação, assim como é visível na Figura 21.

```
// Accelerometer pins
#define LIS3DH_CLK    18
#define LIS3DH_MISO   19
#define LIS3DH_MOSI   23
#define LIS3DH_CS     5
```

Figura 21: Definição dos pinos no microcontrolador utilizados para o acelerómetro.

4.2 Programação dos componentes eletrónicos

Nesta secção, expõem-se as bibliotecas utilizadas para garantir o funcionamento de cada componente e explana-se o código propriamente dito. Assim sendo, por questões organizacionais, este subcapítulo encontra-se dividido em três secções, dizendo, cada uma, respeito a um componente.

A Adafruit é uma empresa, fundada por uma engenheira do MIT em 2005, que comercializa componentes elétricos e que fomenta a partilha de conhecimento e a aprendizagem sobre eletrónica. Para tal, a Adafruit é autora de inúmeras bibliotecas utilizáveis no IDE do Arduino que se encontram publicadas e são de livre acesso. Assim sendo, algumas das bibliotecas que serão apresentadas pertencem a esta empresa e foram selecionadas pela qualidade e fácil utilização que demonstram. (Adafruit, 2020)

De salientar que para utilizar uma biblioteca é necessário incluí-la no Arduino IDE fazendo a sua instalação manualmente através do gestor de bibliotecas integrado. Para finalizar, é também necessário mencioná-la no código através da expressão *include*.

4.2.1 O microcontrolador

Sendo este o componente que atua como fonte de armazenamento e de comunicação de dados, as bibliotecas instaladas e exibidas na Figura 22 visam, precisamente, tornar os aspetos anteriores funcionais.

```
// Libraries - Communications
#include <WiFi.h>
#include <FirebaseESP32.h>
```

Figura 22: Bibliotecas utilizadas para o microcontrolador.

Começando pela adição de suporte a comunicação sem fios, adicionou-se a biblioteca “Wi-Fi.h” da autoria do Arduino. Esta, de facto, disponibiliza o *firmware* necessário para a utilização deste protocolo de comunicação sem fios, sendo, deste modo, necessário fornecer apenas informação sobre o nome e palavra passe da rede com a qual se pretende estabelecer uma ligação. (Arduíno, 2019)

Conseguindo, então, comunicar com o serviço *web* resta, efetivamente, apenas suportar este serviço. Para tal finalidade, adotou-se a biblioteca “FirebaseESP32.h” da autoria de um entusiasta da eletrónica que se identifica pelo nome fictício de “mobizt” e disponibiliza o seu conteúdo publicamente no repositório GitHub. (mobizt, 2020) Através desta adição, foi então efetivamente possível transmitir os dados obtidos para a plataforma *web* Firebase.

Quando o dispositivo é iniciado, são realizadas algumas verificações básicas, mas fulcrais ao funcionamento do sistema e são impressos os respetivos resultados (Figura 23). Assim sendo, implementaram-se verificações para o funcionamento do termómetro, do acelerómetro, para a ligação ao *Wi-Fi*, para o endereço utilizado na rede e, por fim, um pedido para obtenção do nome do infante. Para cada um destes

parâmetros existem mensagens de sucesso e de falha a serem impressas. A Figura 23 demonstra o caso de sucesso para todas as variáveis previamente mencionadas.

```
Starting thermometer (I2C)
Starting accelerometer (SPI)
Connecting to WiFi..
Connected to the WiFi network
IP: 192.168.1.226 MAC: A4:CF:12:25:AF:A8
Baby name is: Filipe Leal
```

Figura 23: Verificações na inicialização do dispositivo de monitorização.

Num tom final, é também o microcontrolador o principal responsável por gerar as notificações despoletadas no dispositivo no qual a aplicação móvel se encontra instalada. Foi novamente utilizada a plataforma Firebase para se implementarem três notificações: quando a temperatura corporal se encontra abaixo ou acima dos limites definidos como saudáveis e quando são detetados movimentos que indiquem um despertar do infante.

4.2.2 O acelerómetro

Na programação do acelerómetro LIS3DH tornou-se necessário recorrer à utilização de três bibliotecas, Figura 24.

```
// Libraries - accelerometer
#include <SPI.h>
#include <Adafruit_LIS3DH.h>
#include <Adafruit_Sensor.h>
```

Figura 24: Bibliotecas utilizadas para o acelerómetro.

Em primeiro lugar, para que o ESP32 reconhecesse o significado da ligação física e para que esta se tornasse funcional, instalou-se a biblioteca responsável pela comunicação denominada “SPI.h” criada pela empresa Arduino. Efetivamente, esta tornou possível a utilização do protocolo de comunicação síncrona de dados em série SPI. De facto, foi responsável por definir o significado dos pinos CLK, MOSI, MISO e CS permitindo, mais tarde, iniciar a comunicação através deles recorrendo à função *begin*. (Arduíno, 2019)

Para introduzir e suportar o sensor LIS3DH, foi imperativa a instalação de uma biblioteca adequada ao componente. A pesquisa terminou com a seleção da “Adafruit_LIS3DH.h”, tal como o nome indica desenvolvida e publicada pela própria Adafruit. Deste modo, tornou-se possível a ligação do acelerómetro ao microcontrolador escolhido. Esta biblioteca apresenta, também, a vantagem de permitir escolher o protocolo de comunicação utilizado na ligação do acelerómetro disponibilizando SPI e I2C e requerendo apenas a configuração, isto é, definição dos pinos a utilizar no microcontrolador. (Adafruit, 2015)

A última biblioteca adicionada relativamente ao acelerómetro pertence, também à Adafruit e denomina-se “Adafruit_Sensor.h”. O seu papel reside na unificação e simplificação de vários sensores que possam ser associados ao sistema para que possam funcionar de modo harmonioso e semelhante através da adoção do mesmo sistema de unidades. Neste caso, esta biblioteca foi particularmente relevante para a apresentação dos valores de aceleração em metros por segundo quadrado (m/s^2), tal como dita o Sistema Internacional. (Adafruit, 2013)

O acelerómetro não permite uma leitura perfeitamente contínua. Na verdade, o menor intervalo de leitura possível é de 0,2 segundos, sendo, então, esta a periodicidade adotada para o registo da aceleração registada em cada eixo. O algoritmo de definição de interrupção do sono tem como base que um movimento ocorre quando é detetada uma variação substancial face aos valores de aceleração

imediatamente anteriores. Por sua vez, o estado de despertar é definido como um conjunto de movimentos. Este algoritmo foi projetado manualmente, estando explanado e demonstrado no próximo capítulo. Neste contexto é apenas relevante referir que uma notificação é gerada quando é detetado que o infante viu o seu sono interrompido. Esta notificação faz-se acompanhada por um singelo relatório, no qual é possível ver se o seu envio teve sucesso ou se falhou (Figura 25).

```

COM3
Acceleration: X Axis: 9.87 Y Axis: -1.71 Z Axis: 0.70 (m/s^2)
Deviation is: 141.31%

*****
*****
Max deviation surpassed: 141.31%
*****
*****

Deviations interval = 7800 millis

-----
Sending sleep state notification

Pretty printed JSON data:
{
  "347e863933353510": "dAOzgoi2TseJYrP5NQ610K:APA91bGweob4uX-22ddm-cRgK-N21Bt4dLsiJ-ysNQ11CeeYGnGqBrjU0RbpgS8y8IU4TaduBy9om46ws32BtvH6DIPBD_RLlVaf7Q_9D6IgmLYeXFDrs7vmqft4_gTyw0PQ7__yo3"
}

PASSED
{"multicast_id":1329235027291775993,"success":1,"failure":0,"canonical_ids":0,"results":[{"message_id":"0:1601933675582040%b6a452b7b6a452b7"}]}

-----
Notification sent for sleep state disturbance
-----

 Autoscroll  Show timestamp
Newline 115200 baud Clear output

```

Figura 25: Notificação de movimento, despertar e relatório gerados pelo microcontrolador.

O mecanismo desenvolvido para a leitura de valores de aceleração, bem como, a tradução destes dados em movimentos surgiu em seguimento de um teste experimental realizado. Deste modo, esta explicação é abordada no capítulo quinto, sendo este correspondente aos testes experimentais conduzidos neste contexto. Nessa explicação estará também contemplado um fluxograma.

4.2.3 O termómetro

O termómetro, por sua vez, mostrou-se funcional com a adição de apenas duas bibliotecas apresentadas abaixo, assim como na Figura 26.

Em primeiro lugar, foi instalada e incluída a biblioteca pertencente à própria Arduino “Wire.h”. Esta foi responsável por permitir realizar transmissão de dados pelo protocolo de comunicação I2C através da definição de endereços para cada dispositivo. (Arduíno, 2019)

Por fim, recorreu-se novamente ao vasto portefólio de bibliotecas desenvolvidas pela Adafruit, adotando-se a “Adafruit_MLX90614.h”. Efetivamente, ao utilizá-la objetivava-se tornar possível a leitura dos valores de temperatura, em graus Celsius, recebidos pelo termómetro no *serial monitor* disponibilizado pela plataforma Arduino. (Adafruit, 2014)

```
// Libraries - thermometer
#include <Wire.h>
#include <Adafruit_MLX90614.h>
```

Figura 26: Bibliotecas utilizadas para o termómetro.

Num contexto real, a temperatura corporal poderia ser medida em intervalos de, por exemplo, vinte minutos, por não ser expectável que a temperatura corporal apresente oscilações dramáticas em curtos períodos de tempo. No entanto, para este contexto que é, de certa forma, de prova de conceito, colocou-se o termómetro MLX90614 a realizar e a enviar medições a cada trinta segundos. A cada envio de dados corresponde, também, um curto relatório de sucesso ou falha (Figura 27). Apesar de ser sempre medida a temperatura ambiente e de objeto, apenas a última é relevante para este contexto. De facto, a temperatura ambiente refere-se à

temperatura periférica do espaço e, por sua vez, a temperatura de objeto refere-se ao meio material colocado em frente ao sensor que, neste caso, será um ser humano.



```

=====
=====
=====Temperature reading=====
Ambient temperature = 24.15°C  Object temperature = 38.29°C
=====
-----
Sending temperature notification

Pretty printed JSON data:
{
  "347e963933353510": "dAOzqoi2TseJYrF5NQ610K:APA91bGweob4uX-22ddm-cKGR-N21Bt4dLlSiJ-ywN011CeeYGnCqBrjU0RbpgS8y8IU4TaduBy9om46ws32BtvH6DIPBl
  _RLlVaf7Q_9D6IgmLYeXFDrs7vmqft4_gTyw0FQ7__yo3"
}

PASSED
{"multicast_id":566384335037750553,"success":1,"failure":0,"canonical_ids":0,"results":[{"message_id":"0:1601933688813768%b6a452b7b6a452b7"}]}
-----
Autoscroll Show timestamp Newline 115200 baud Clear output

```

Figura 27: Notificação de temperatura e relatório gerados pelo microcontrolador.

O mecanismo que engloba a leitura de temperaturas corporais, o registo das mesmas na base de dados e o despoletar de notificações pode ser intuitivamente explorado através do fluxograma representado na Figura 28.

Em seguimento, a cada trinta segundos é realizada e enviada à base de dados uma medição de temperatura corporal. Em seguida, o microprocessador compara este valor com o valor máximo definido. Se for superior a este limite e se o estado anterior não corresponder a febre, uma notificação será gerada e enviada. Se for superior ao limite e se o estado anterior corresponder a febre não será enviada qualquer notificação. Se não for superior ao limite máximo, consecutivamente, o microprocessador comparará este valor com o valor mínimo definido. Seguindo o raciocínio anterior, só se ocorrer uma mudança de estado é que será gerada e enviada uma notificação.

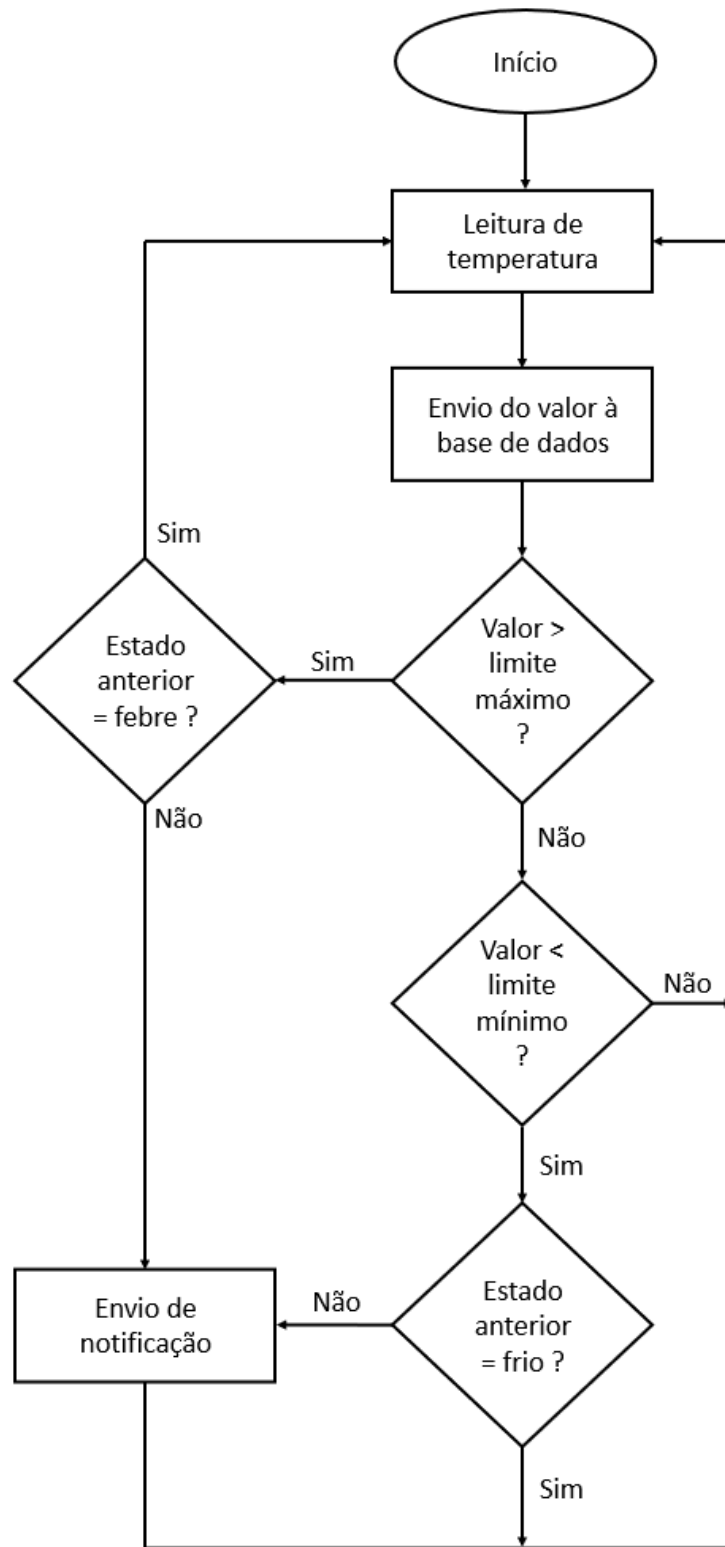


Figura 28: Fluxograma do mecanismo de leitura, registo e notificação de temperatura corporal.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

5 Testes Experimentais

No quinto capítulo apresentam-se os testes experimentais elaborados com o intuito de obter informação relevante para os dispositivos sensoriais a implementar de monitorização de movimento e de temperatura corporal. De facto, estuda-se a definição prática de movimento, assim como se realiza uma verificação em relação à precisão e exatidão do termómetro MLX6014. Por fim, é também realizado um estudo anatómico de modo a verificar qual o local corporal no qual se obtêm valores de temperatura corporal com maior exatidão.

5.1 O acelerómetro

Sabe-se que qualquer ser vivo realiza movimentos durante o sono. Estes movimentos podem ser suaves e quase indetetáveis, como, por exemplo, o movimento decorrente da função respiratória ou podem ser repentinos e bruscos como resultado de um espasmo muscular. Para o dispositivo de monitorização aqui em desenvolvimento, é, de facto, necessário, construir uma definição de movimento personalizada e, consecutivamente, agrupar movimentos detetados para poder gerar alertas quando o lactente está, efetivamente, agitado e/ou acordado.

5.1.1 Familiarização com o acelerómetro

Tendo realizado as ligações físicas necessárias para o funcionamento do acelerómetro, e tendo a biblioteca “sensor.h” a converter as acelerações medidas para as unidades definidas pelo Sistema Internacional (), começou-se por utilizar a função *Serial Plotter*, disponível no Arduino IDE, para conhecer o comportamento e a disposição dos eixos do acelerómetro.

A Figura 29 foi gerada através da rotação manual de 360° do acelerómetro primeiramente sob o eixo oY (a vermelho) e, em seguida, sob o eixo oX (a azul). O eixo oZ (a verde), assume um papel diferente. Os eixos oX e oY representam a aceleração exercida sob cada eixo, respetivamente. O último eixo, isto é, oZ, traduz a força gravítica exercida a cada momento no acelerómetro.

Analisando a Figura 29 com início no primeiro momento, isto é, começando pelo lado esquerdo do gráfico, vemos que os eixos oX e oY apresentam acelerações aproximadamente lentas, o que se traduz num estado de repouso. No entanto, o eixo

oZ apresenta um valor aproximado de $10'$, que se devem à força gravítica exercida no planeta Terra.

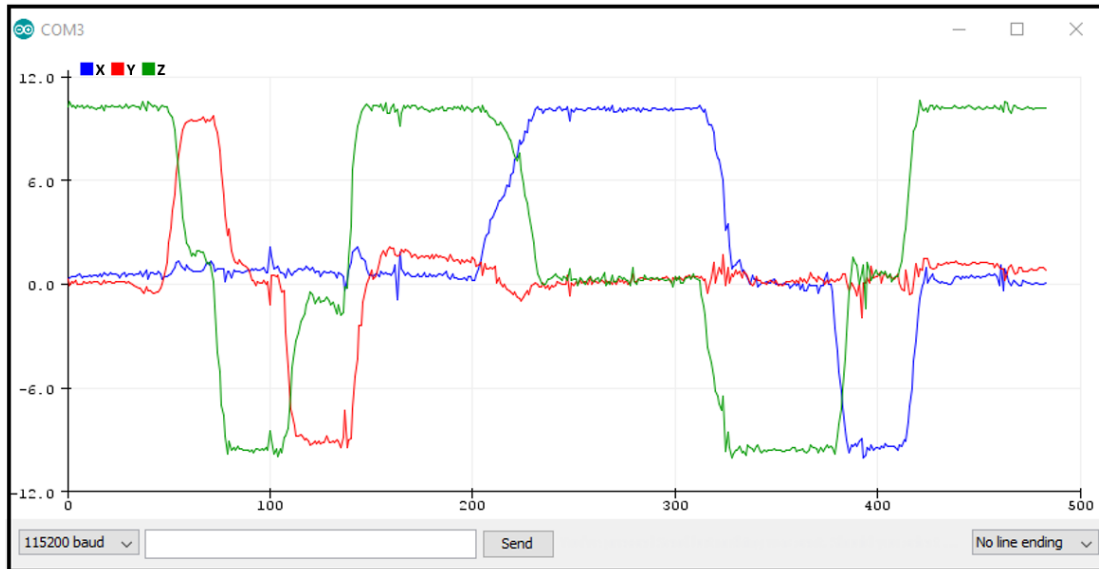


Figura 29: Estudo dos eixos acelerómetro LIS3DH.

Aproximadamente aos 50 ms tem início a rotação do acelerómetro em sentido positivo sob o eixo oY. Assim, é visível que a linha vermelha aumenta até atingir um valor aproximado de $10'$, tendo, nesta posição, uma rotação de 90° . Em seguida, por volta dos 90 ms volta ao valor inicial, mas estando com uma rotação de 180° face à original. Em seguida, o movimento continua no mesmo sentido. Aos 120 ms verifica-se o valor mínimo absoluto registado para este eixo de aproximadamente $-10'$, sofrendo, aqui uma rotação de 270° . Por fim, por volta dos 150 ms o acelerómetro perfaz a rotação de 360° sob o eixo oY, tendo, então, regressado à orientação original. Fazendo a análise simultânea ao comportamento do eixo oZ verifica-se que este apresentou, em todos os momentos, evoluções inversas, mas de igual módulo às registadas em oY.

No intervalo entre os 150 ms e 200 ms, o acelerómetro encontra-se em repouso, estando os eixos exatamente como no momento inicial. No final deste intervalo, tem início a rotação manual de 360° desta vez sob o eixo oX. A posição máxima, em termos de aceleração, é atingida aproximadamente aos 230 ms. Aqui, o acelerómetro encontra-se com uma rotação de 90° e com uma aceleração de 10 g face ao eixo oX. Em seguida, aos 310 ms o acelerómetro continua a sofrer rotação no mesmo sentido. Durante o intervalo entre os 330 ms e os 380 ms o acelerómetro encontra-se em repouso, mas tendo sofrido uma rotação de 180° face à posição original. Aos 390 ms o acelerómetro atinge a posição inferior máxima, estando aqui a 270° e registando-se uma aceleração de aproximadamente -10 g. Por fim, aos 415 ms os 360° de rotação sob o eixo oX são completados, regressando à posição inicial desta experiência. À semelhança do que ocorreu aquando da rotação sob o eixo oY, aqui também se verificou que o eixo oZ, representado a verde, apresentou, em todos os momentos, evoluções inversas, mas de igual módulo às registadas em oX.

Para além de tornar possível aferir o sentido de cada eixo do acelerómetro, esta experiência permitiu, também, concluir que o eixo oZ representa de modo bastante fidedigno os movimentos que decorrem sob os eixos oX e oY. Assim, nos estudos seguintes e na aplicação prática do acelerómetro LIS3DH, apenas o eixo oZ será tido em consideração, diminuindo, assim, a complexidade e a quantidade dos dados a interpretar.

5.1.2 Definição de movimento por simulação

A primeira tentativa de realizar definição personalizada de movimento consistiu na realização de movimentos em séries de catorze de modo manual através de interações com o acelerómetro LIS3DH.

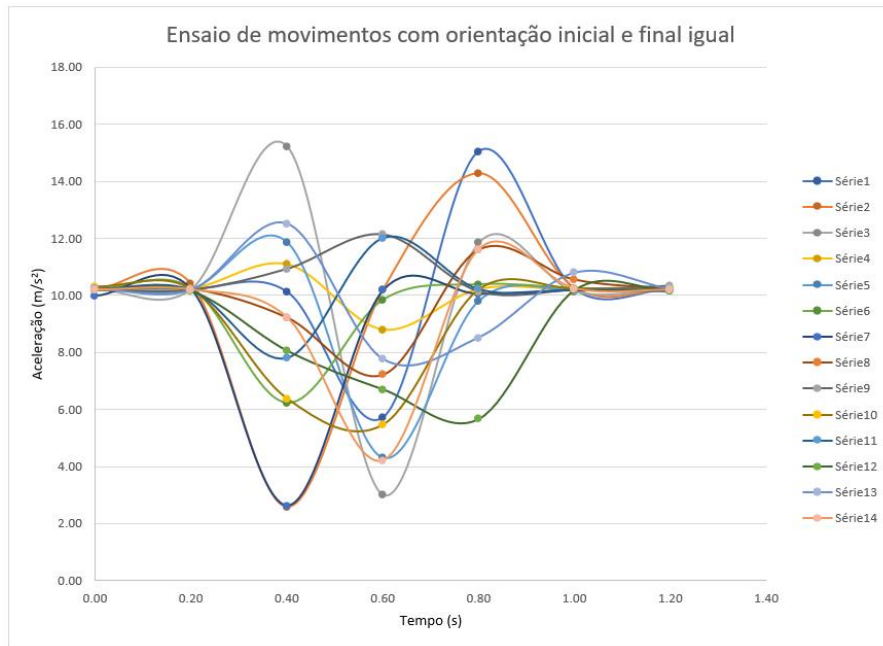


Figura 30: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final igual.

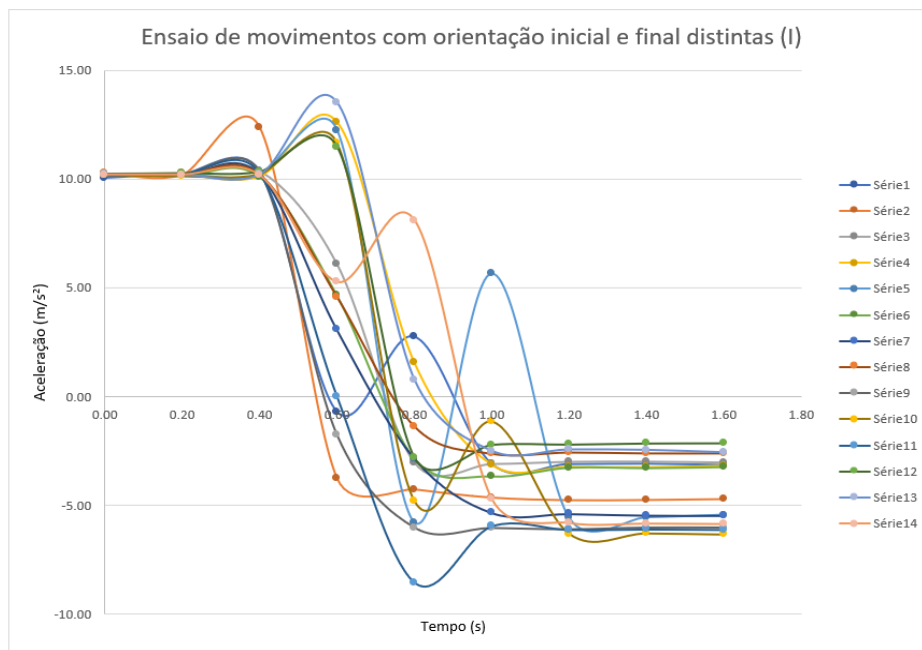


Figura 31: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final com desfasamento de 135°.

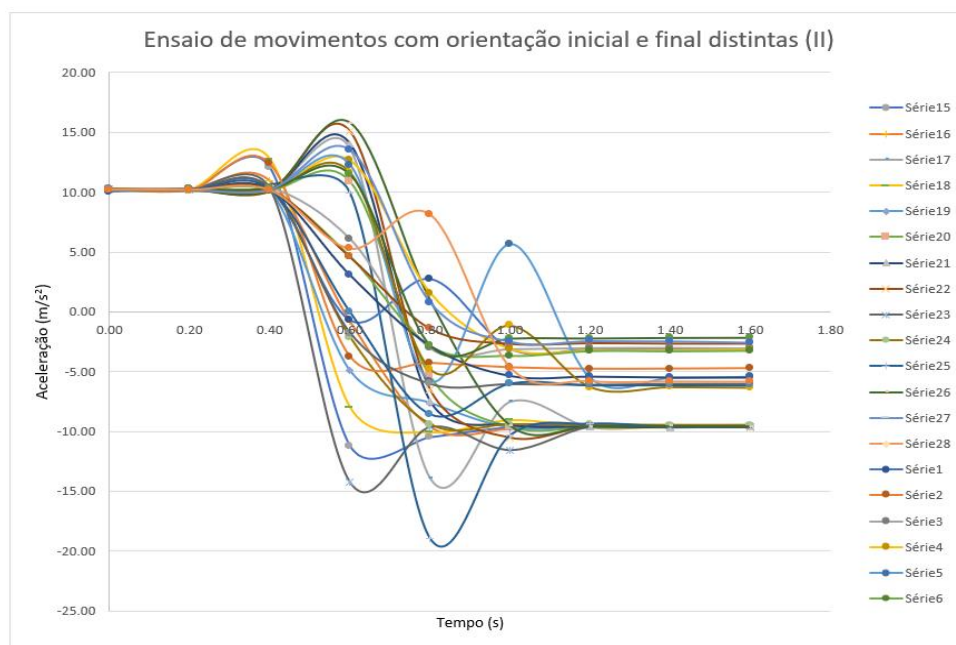


Figura 32: Ensaio de movimentos rápidos com orientação inicial e final com desfasamento de 180°.

Começou-se pela simulação de movimentos rápidos, nos quais a orientação inicial e final do acelerómetro LIS3DH era semelhante (Figura 30). Prosseguiu-se com movimentos nos quais as posições iniciais e finais apresentavam uma orientação com uma variação de aproximadamente 135° (Figura 31). Por fim, repetiu-se o teste anterior, mas adotando uma variação aproximada de 180° (Figura 32). Rapidamente, ao analisar visualmente as representações gráficas anteriores, se tornou perceptível que esta abordagem não seria adequada. Apesar de todos os movimentos de cada série serem realizados pelo mesmo autor e de estar a ser incutido um esforço para os reproduzir sempre do mesmo modo, os gráficos comprovam que esta tarefa é, efetivamente, árdua e que os resultados são altamente variáveis e, por isso, inconclusivos.

Numa segunda tentativa, optou-se pela simulação de movimentos lentos, nos quais a orientação inicial e final do acelerómetro LIS3DH era semelhante (Figura 33).

O movimento realizado consistiu em segurar no cabo de alimentação e arrastar suavemente o acelerómetro, percorrendo uma distância controlada. Idealmente, pretendia-se obter movimentos semelhantes e com variações regulares, o que não se verificou anteriormente.

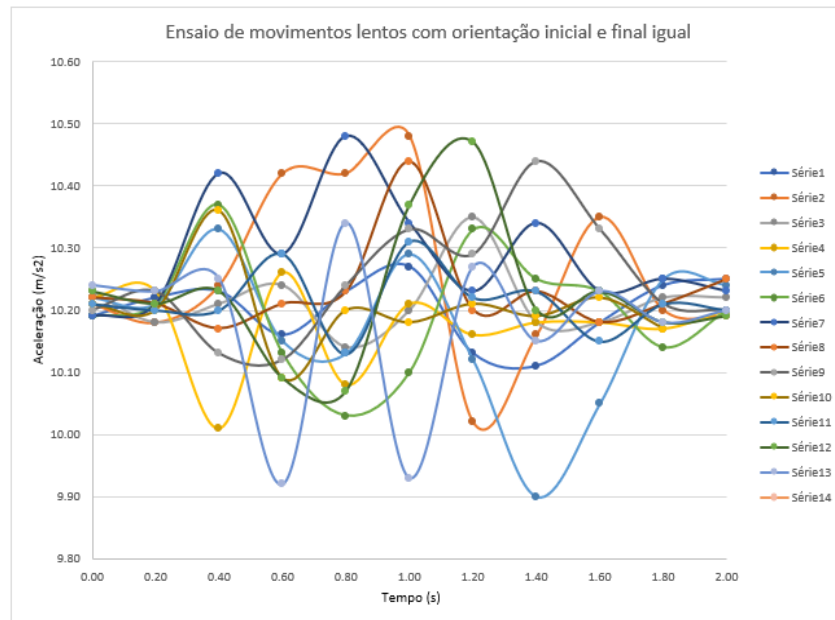


Figura 33: Ensaio de movimentos lentos com orientação inicial e final igual.

Ao contrário do esperado, este teste apresentou ainda mais entropia, dados os valores irregulares registados, não sendo evidente qualquer padrão de movimento.

Dada a análise apresentada neste subcapítulo, torna-se notório que a definição de movimento é uma tarefa árdua e que a simulação de movimento não é um método adequado para definir este conceito.

5.1.3 Definição de movimento pela definição de repouso

Após o teste anterior se ter apresentado inconclusivo, optou-se por uma estratégia inversa. Desta vez, decidiu-se definir o estado de repouso. Assim, em primeiro lugar, colocou-se o acelerómetro numa superfície horizontal isolada de qualquer fonte de vibração. Os valores de aceleração foram registados durante aproximadamente 14 minutos. Os resultados constam na Figura 34 estando representados graficamente.

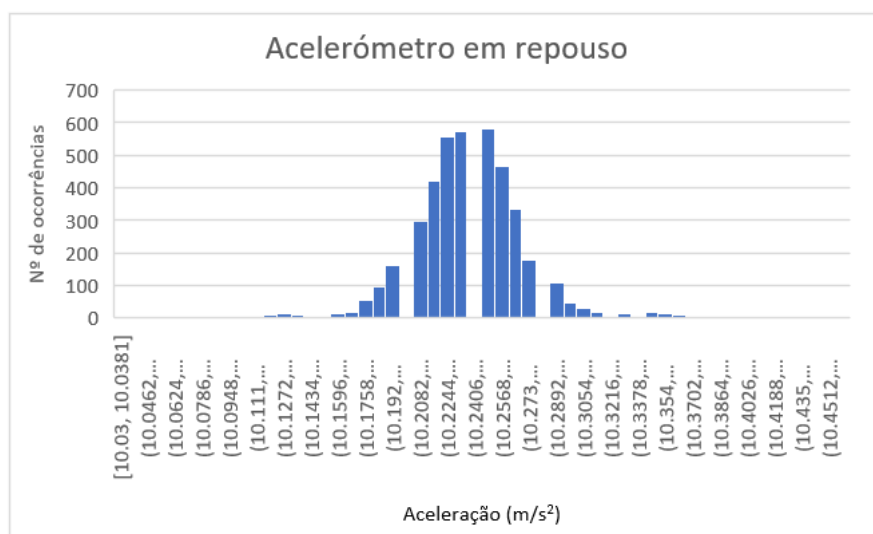


Figura 34: Acelerações registadas com o acelerómetro em repouso.

Em seguimento da Figura anterior é perceptível a obtenção de uma distribuição aproximadamente gaussiana. Para além disso, cálculos realizados sustentam que durante esta atividade o desvio padrão apresentado foi de 0,0372.

Posteriormente, decidiu-se, realizar medições de aceleração tendo o acelerómetro colocado na axila de três participantes durante aproximadamente cinco minutos.

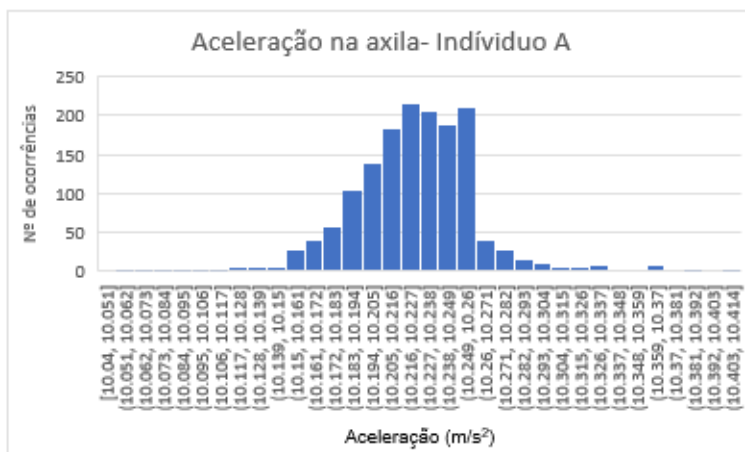


Figura 35: Medição de aceleração na axila do indivíduo A.

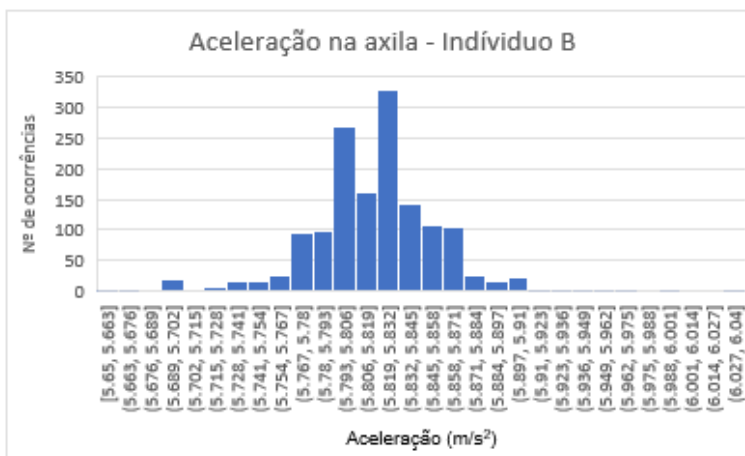


Figura 36: Medição de aceleração na axila do indivíduo B.

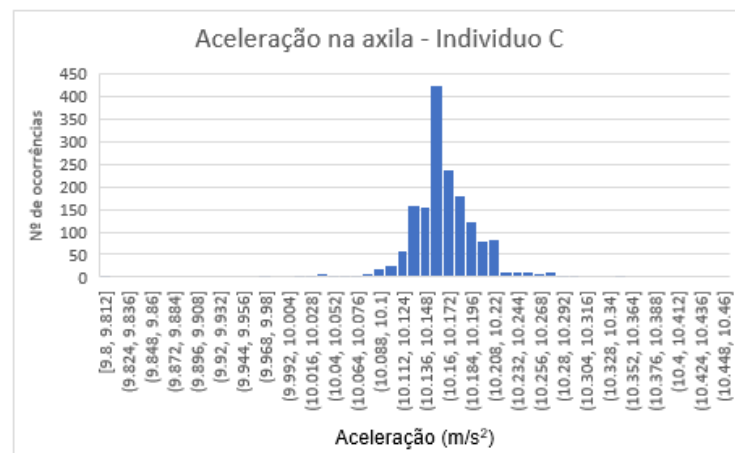


Figura 37: Medição de aceleração na axila do indivíduo C.

Na Figura 35 encontram-se representados graficamente os dados obtidos no indivíduo A. Este registou um desvio padrão calculado de 0,036784 . Por sua vez, a Figura 36 respeita ao indivíduo B, com um desvio padrão de 0,041351 . Por fim, tem-se, com um desvio padrão de 0,040818 o Indivíduo C na Figura 37. De salientar que, para esta análise, o valor médio de aceleração registada em cada caso não é de interesse relevante, uma vez que apenas traduz a orientação do acelerómetro em cada indivíduo. No entanto, o desvio padrão é, efetivamente uma medida de interesse, uma vez que traduz a dispersão, isto é, a variação média em cada caso em estudo.

Comparando os desvios padrões obtidos nos quatro estudos anteriores, verifica-se que existe uma diferença pouco notória entre ter o acelerómetro em repouso total, e em tê-lo colocado no corpo, sofrendo vibrações decorrentes da ventilação e outras atividades fisiológicas humanas. Deste modo, a definição de movimento poderá ter como base teórica uma variação definida face ao valor médio registado em momentos imediatamente anteriores.

5.1.4 Ajuste do cálculo da aceleração

Durante a realização dos testes experimentais anteriores, tornou-se perceptível que movimentos ligeiros em determinadas orientações e/ou paralelos aos eixos oX e oY não eram, por vezes, efetivamente detetados.

Voltando à análise do comportamento do acelerómetro realizada anteriormente foi, de facto, confirmado que algumas variações nos eixos oY e/ou oX não são corretamente representadas pelo comportamento do eixo oZ. Na Figura 38, os retângulos definidos por linhas descontínuas salientam estas discrepâncias. Na primeira e segunda ocorrência, é visível uma variação negativa e positiva, respetivamente, do eixo oY face à origem e estas não são corretamente

representadas pelo eixo oZ. No último retângulo, por fim, ocorre uma variação ligeira, porém, com significado do comportamento dos eixos oX e oY, mantendo-se o eixo oZ quase constante.

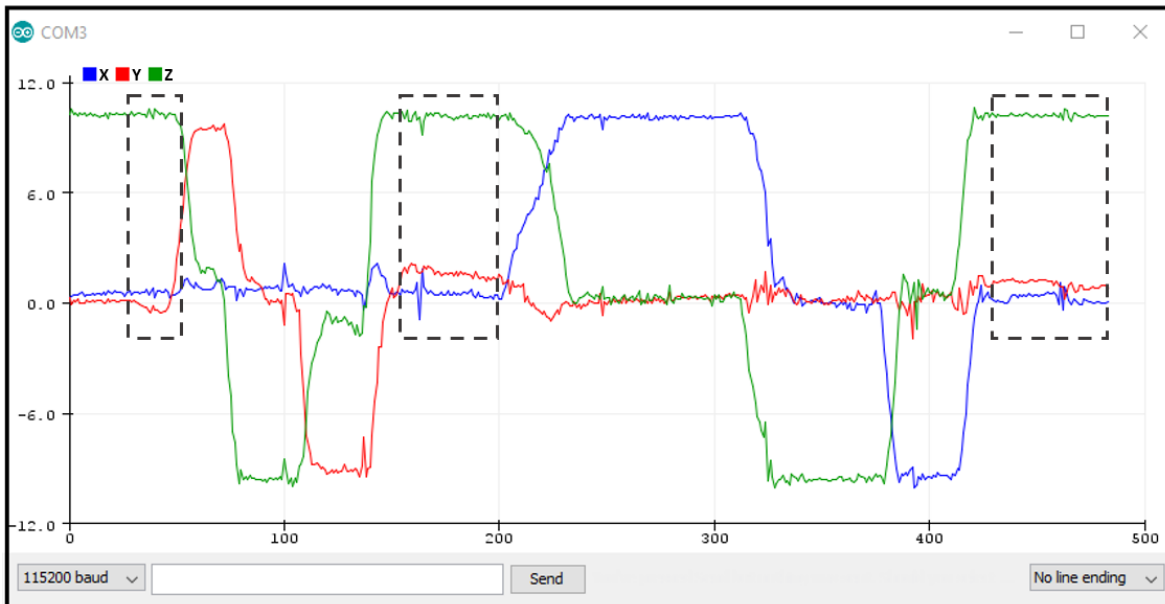


Figura 38: Segundo estudo dos eixos acelerômetro LIS3DH.

Dada a lacuna encontrada, procurou-se a adoção de um método que tivesse em consideração a aceleração medida em cada eixo. Recorreu-se, então, ao estudo matemático do comprimento de vetores tridimensionais. De acordo com esta área científica, o comprimento de um vetor de três dimensões obtém-se calculando a raiz quadrada da soma do quadrado do comprimento de cada dimensão do vetor. (Alonso, et al., 2012)

A aceleração é, efetivamente, um vetor de três dimensões, sendo estas os eixos oX, oY e oZ. Assim sendo, como solução ao problema exposto, encontrou-se a aceleração composta, calculada através da seguinte fórmula matemática:

Deste modo, na implementação respetiva ao funcionamento do acelerómetro explicada na secção seguinte, esta foi a fórmula utilizada para obter o valor da aceleração a cada momento. Desta feita, o movimento sob cada eixo será então tido em consideração em cada instante.

No que respeita à programação do acelerómetro, a fórmula foi implementada tal como consta na Figura 39.

```
// Calculate compound acceleration  
float compoundAccel = sqrt(sq(event.acceleration.x) + sq(event.acceleration.y) + sq(event.acceleration.z));
```

Figura 39: Implementação da fórmula da aceleração composta.

5.1.5 Algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual

Em consequência dos resultados não satisfatórios dos primeiros três testes realizados, foi tomada a decisão de desenvolver manualmente um algoritmo com os objetivos de definir movimento, estado de sono e estado de despertar.

Neste algoritmo, tal como afirmado previamente, é tida em consideração, em cada momento, a aceleração composta. Para tornar mais intuitivo o entendimento deste algoritmo, desenharam-se esquemas apresentados em seguida, tendo início na Figura 40. A aceleração é registada a cada 0,2 segundos, assim como nos testes anteriores, mas, desta vez é guardada numa lista com tamanho definido para sete leituras. Deste modo, é então criada uma lista, inicialmente vazia, que se considera preenchida quando lhe são atribuídos sete registos de aceleração, surgindo estes,

de acordo com o intervalo referido previamente. Assim sendo, ao final de 1,2 segundos a lista encontra-se completa. Ao final deste tempo, é calculado o valor médio de aceleração. Seguindo o exemplo da Figura em análise, tem-se como valor médio 10,12 .

Instante t = 0s	Instante t = 1,2s
#1	#1 $a = 10,00 \text{ m/s}^2$
#2	#2 $a = 10,10 \text{ m/s}^2$
#3	#3 $a = 10,20 \text{ m/s}^2$
#4	#4 $a = 10,30 \text{ m/s}^2$
#5	#5 $a = 10,20 \text{ m/s}^2$
#6	#6 $a = 10,10 \text{ m/s}^2$
#7	#7 $a = 10,00 \text{ m/s}^2$

Figura 40: Representação esquemática do algoritmo de detecção e definição de movimento por variação percentual (1).

No algoritmo é também definido um valor percentual de variação máxima admitida. Testes manuais apontaram que 30% seria um valor adequado, na medida em que não acionaria um movimento em consequência de movimentos corporais decorrentes do ato respiratório e de outros movimentos com importância irrelevante. De acordo com este valor de variação e com o valor médio, o oitavo registo será considerado como um movimento se apresentar uma aceleração 30% superior ao valor médio calculado, isto é, se for superior a 13,036 . Caso seja inferior ao estipulado, ocupará o lugar mais recente e retirará a primeira leitura da lista, tal como demonstrado na Figura 41.

No entanto, caso a oitava leitura de aceleração seja superior ao valor mencionado de 13,036 , terá, então, ocorrido um movimento. Neste cenário,

como a aceleração depende da orientação e como um movimento pode, ou não, alterar a orientação do dispositivo de monitorização, a lista volta ao estado vazio, tendo a oitava leitura a ocupar o primeiro lugar. Neste ponto, o mecanismo torna-se cíclico e só se procede novamente à deteção de movimentos quando a lista se encontrar novamente completa (Figura 42).

Instante $t = 1,4s$
[V(#8) \leq 30 %]

#2	$a = 10,10 \text{ m/s}^2$
#3	$a = 10,20 \text{ m/s}^2$
#4	$a = 10,30 \text{ m/s}^2$
#5	$a = 10,20 \text{ m/s}^2$
#6	$a = 10,10 \text{ m/s}^2$
#7	$a = 10,00 \text{ m/s}^2$
#8	$a = 10,15 \text{ m/s}^2$

Figura 41: Representação esquemática do algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual (2).

Instante $t = 1,4s$
[V(#8) $>$ 30 %]

#8	$a = 21,30 \text{ m/s}^2$
#9	
#10	
#11	
#12	
#13	
#14	

Figura 42: Representação esquemática do algoritmo de deteção e definição de movimento por variação percentual (3).

No que respeita, efetivamente, à programação deste algoritmo, recorreu-se à implementação de uma lista ligada. Esta lista tornou possível a inserção ordenada de valores, assim como manter a sua ordenação ao longo do tempo. Assim sendo, torna-se facilitada a tarefa de manipulação de valores como, por exemplo, a remoção do valor mais antigo.

Finalmente, por se saber que a ocorrência de movimentos durante o sono é normal e que pode não significar que o infante está desperto, definiu-se que se consideraria que este estava acordado quando fossem registados cinco movimentos, através do método explanado, num período inferior ou igual a dois minutos.

Consecutivamente, o dispositivo continuará a mostrar que o indivíduo se encontra acordado e só voltará ao estado de sono passados três minutos sem qualquer deteção de movimento. Sob um ponto de vista inverso, só quando ocorrer um período de três minutos sem qualquer registo de movimentos, o estado voltará a ser alterado para corresponder a dormir. Para tal, criou-se também uma lista, com cinco entradas, para o armazenamento dos *timestamps* dos movimentos detetados, explicada em seguimento.

De salientar, que os parâmetros utilizados neste estudo atuam, apenas, como prova de conceito, por não ter sido possível obter informação realista sobre os mesmos. Estes parâmetros são: o tempo necessário para estabelecer um valor de aceleração média (isto é, o tamanho da lista); a variação máxima definida para a consideração de movimento; o número de movimentos e intervalos de tempo para a definição de despertar e de adormecer.

Sendo o algoritmo desenvolvido bastante complexo, desenvolveu-se o fluxograma apresentado na Figura 43, no qual todas as verificações e mecanismos se encontram reunidos. Esta representação esquemática contém, novamente, a lógica implementada para a lista de movimentos explicada anteriormente, assim como o raciocínio semelhante relacionado com a lista ligada criada para o armazenamento das ocorrências de movimentos. Através desta última lista é, então, possível aferir quando o bebé está agitado e gerar uma notificação no dispositivo móvel *Android* dos guardiões apenas quando relevante.

Numa nota final, é também relevante salientar que a deteção de múltiplos estados de perturbação de sono ao longo do tempo irá originar notificações da mesma natureza.

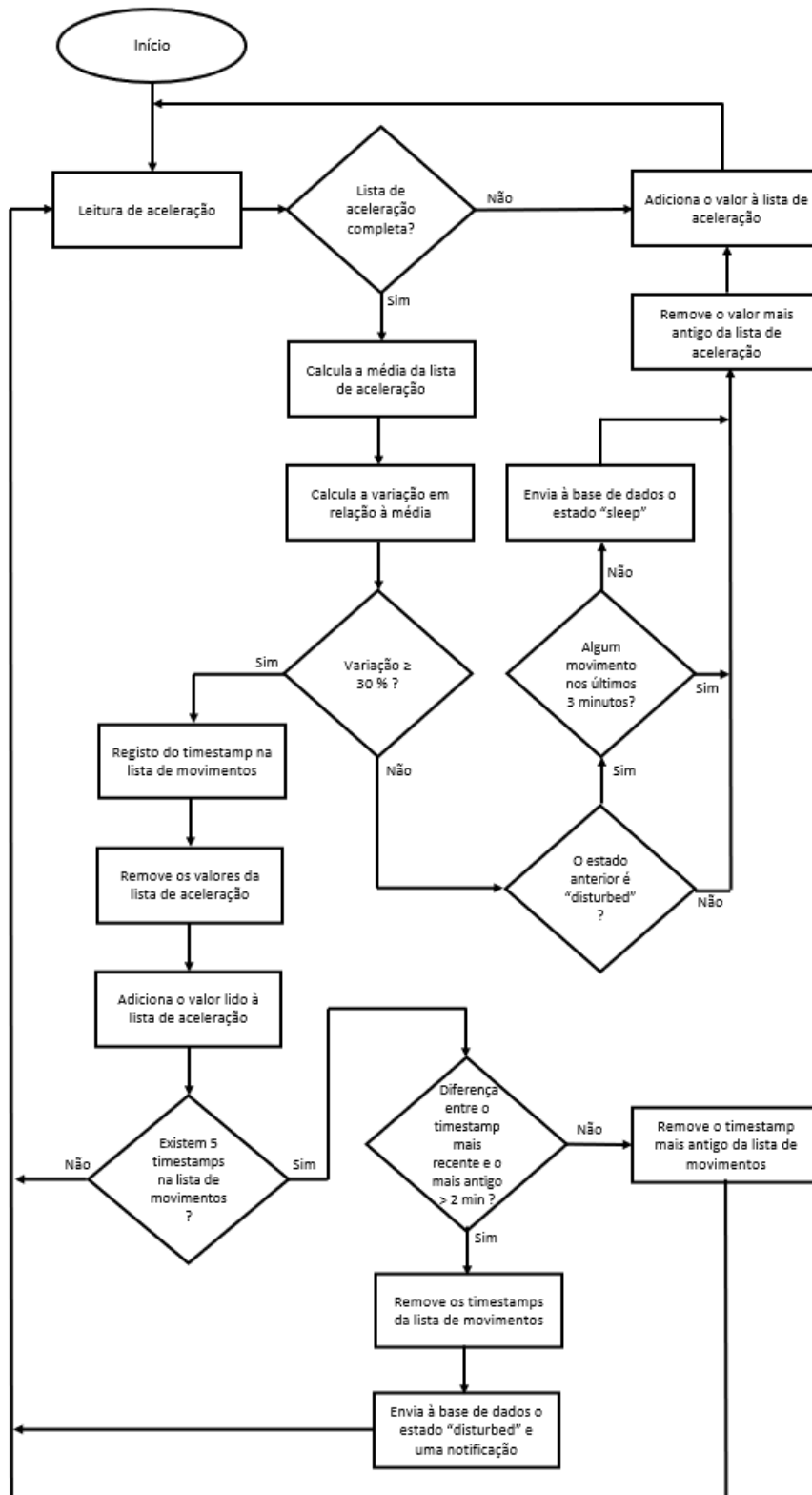


Figura 43: Fluxograma do algoritmo de deteção e de definição de movimento.

5.2 O termómetro

Neste subcapítulo apresentam-se testes experimentais elaborados com o objetivo de verificar a precisão e exatidão do termómetro MLX90614, assim como o alcance de medição ideal. Em adição, é também realizado um estudo anatómico de modo a verificar qual o local corporal no qual se obtêm valores de temperatura corporal com maior exatidão.

Para esta última investigação, incluíram-se três indivíduos e registaram-se valores de temperatura em série, em simultâneo com dois termómetros, para cada um dos seis pontos anatómicos diferentes selecionados:

- < PEI – Pulso esquerdo, face interna;
- < PEE – Pulso esquerdo, face externa;
- < PDI – Pulso direito, face interna;
- < PDE – Pulso direito, face externa;
- < TOR – Tornozelo, face interna;
- < AXI – Axila.

5.2.1 Estudo comparativo de precisão

Tendo o termómetro efetivamente funcional e a obter valores, em primeiro lugar, optou-se por testar a precisão dos mesmos. Para tal, foi obtido um outro termómetro corporal infravermelho disponível no mercado (Figura 44), com as características apresentadas na Tabela 12.



Figura 44: Termómetro infravermelho Sunphor BZ-R6.

Tabela 12: Características do termómetro infravermelho Sunphor BZ-R6.

Tempo de leitura	1 segundo
Tela	LCD. A cor da tela varia com a temperatura: verde sem febre; amarelo em estado pré-febril; vermelho: febre.
Alimentação	2 pilhas AAA
Alcance da medição	De 1 a 3 centímetros
Intervalo de temperatura	De 32 a 42,5 graus Celcius
Precisão (de 25 °C e 40 °C)	0,2 graus Celcius
Condições de operação	De 16 a 40 graus Celcius
Certificação	CE e FDA

Objetivamente, pretendia-se aferir se os dados obtidos pelo MLX90614 se aproximavam dos dados obtidos pelo termómetro Sunphor BZ-R6, comercializado em farmácias e aprovado pelas entidades reguladoras responsáveis. Assim sendo, seria possível determinar a exatidão e precisão do mesmo.

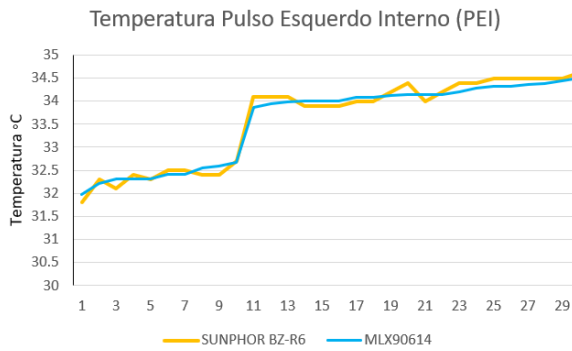


Figura 45: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Esquerdo Interno (PEI).

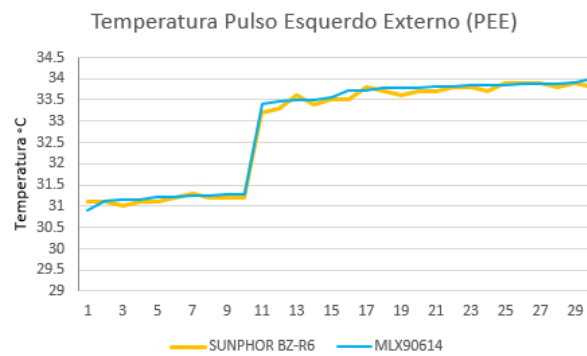


Figura 46: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Esquerdo Externo (PEE).

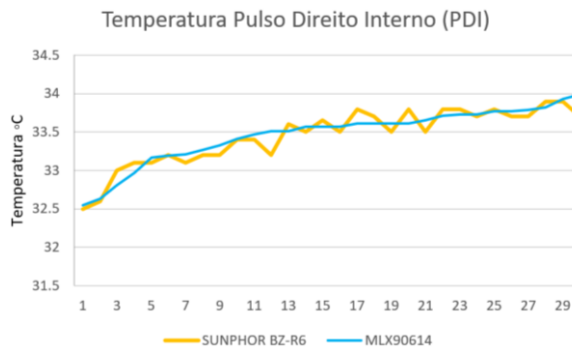


Figura 47: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Direito Interno (PDI).

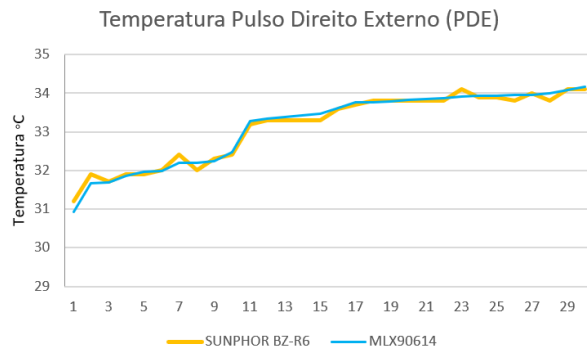


Figura 48: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Pulso Direito Externo (PDE).

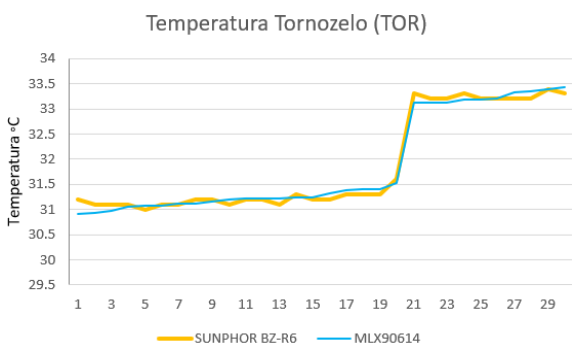


Figura 49: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 no Tornozelo (TOR).

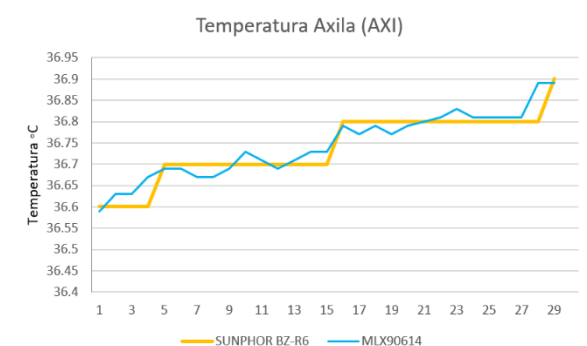


Figura 50: Comparação gráfica entre Sunphor BZ-R6 e MLX90614 na Axila (AXI).

Os resultados manifestaram-se promissores. Nas Figuras 45 a 50 a linha laranja representa o termómetro Sunphor BZ-R6 e, por sua vez, a linha azul o termómetro MLX90614. De salientar que nestas representações gráficas constam os valores obtidos para os três indivíduos participantes no estudo. A análise visual dos gráficos veio a demonstrar que as leituras dos termómetros em causa eram geralmente muito aproximadas encontrando-se, até, bastantes vezes sobrepostas. Pode-se então, concluir que o termómetro MLX90614 apresenta elevada precisão quando comparado com Sunphor BZ-R6, que está aprovado para ser comercializado na União Europeia.

5.2.2 Estudo de alcance de medição

Por ser, desde logo, perceptível que as medições realizadas variavam consideravelmente com a distância de medição, elaborou-se um teste prático com o objetivo de determinar o alcance ideal. Neste teste, colocou-se um objeto inanimado, e sem qualquer fonte de calor próxima, a várias distâncias. Para cada distancia, mediram-se dez vezes a temperatura com o termómetro MLX90614. Como grupo de controlo, realizaram-se, também, dez medições com o termómetro Sunphor BZ-R6. Os resultados desta atividade prática encontram-se disponíveis na Tabela 13.

O grupo de controlo apresentou uma temperatura média de 21,5 °C e um desvio padrão de 0,046 °C. O termómetro MLX90614, para distâncias inferiores a 1 centímetro e superiores a 1,5 centímetros, mostrou-se distante da temperatura média medida no grupo de controlo e apresentou, também, desvios padrões consideravelmente elevados. Assim sendo, este estudo permitiu sustentar que o alcance ideal de leitura do termómetro MLX90614 será de 1 a 1,5 centímetros. De salientar que, a estas distâncias, foi obtida uma temperatura média de 21,55 °C e

21,47 °C com desvios padrão de 0,035 °C e 0,029 °C, respetivamente, sendo estes resultados muito aproximados dos obtidos no grupo de controlo.

Tabela 13: Resultados do estudo de alcance de medição.

	MLX90614					Sunphor BZ-R6
Leitura	0cm	0,5cm	1cm	1,5cm	2cm	2cm
1	21,29	21,15	21,51	21,51	21,63	21,5
2	21,27	21,11	21,55	21,43	21,63	21,5
3	21,23	21,15	21,55	21,45	21,77	21,5
4	21,11	21,15	21,55	21,49	21,71	21,4
5	21,11	21,23	21,55	21,45	21,73	21,4
6	21,21	21,23	21,55	21,45	21,73	21,4
7	21,29	21,21	21,45	21,45	21,73	21,5
8	21,19	21,11	21,55	21,49	21,73	21,5
9	21,21	21,23	21,49	21,51	21,73	21,5
10	21,21	21,27	21,49	21,51	21,71	21,5
Média	21,21	21,18	21,55	21,47	21,73	21,50
Desvio Padrão	0,062	0,054	0,035	0,029	3,002	0,046

5.2.3 Estudo de exatidão de temperatura corporal em diferentes regiões anatómicas

Dada a inexistência de fórmulas matemáticas que permitissem traduzir a temperatura num local periférico do corpo humano, como o pulso ou o tornozelo, para a efetiva temperatura corporal, optou-se por fazer este estudo. Novamente,

recrutaram-se os mesmos indivíduos e realizaram-se dez medições em cada ponto anatómico anteriormente estudado.

Neste estudo, voltaram a ser utilizados ambos os termómetros, Sunphor BZ-R6 e MLX90614, como forma de demonstrar novamente a sua semelhança em termos de resultados. De modo a tornar mais intuitiva a análise dos resultados obtidos, construíram-se representações gráficas para os resultados de cada participante em cada ponto anatómico. Estas encontram-se em seguida, agrupadas por local anatómico.

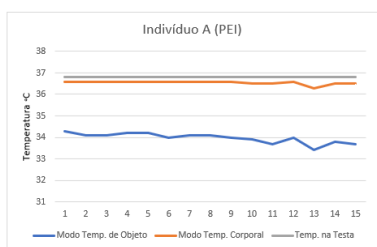


Figura 51: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI – Indivíduo A.

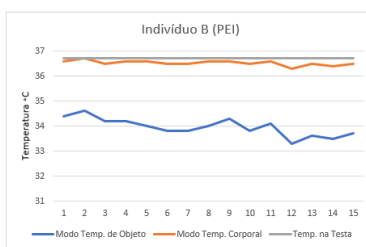


Figura 52: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI – Indivíduo B.

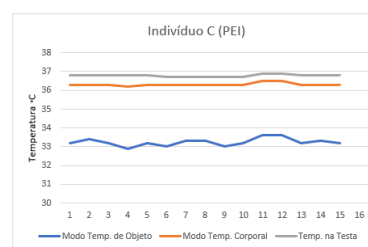


Figura 53: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEI – Indivíduo C.

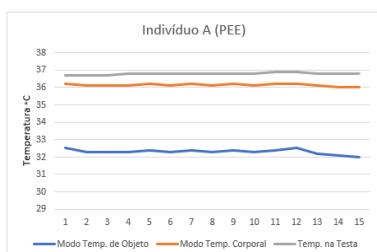


Figura 54: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE – Indivíduo A.

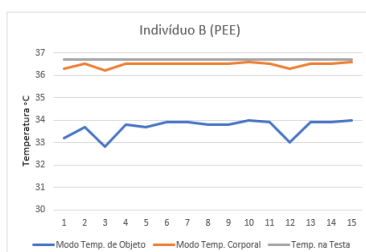


Figura 55: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE – Indivíduo B.

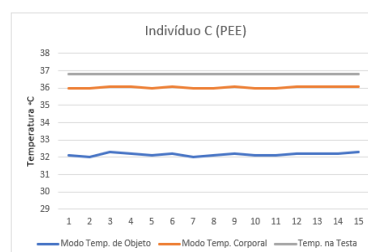


Figura 56: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PEE – Indivíduo C.

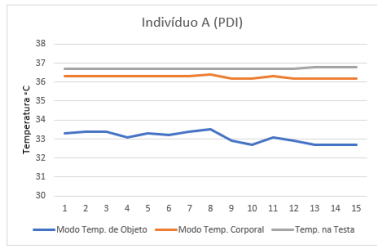


Figura 57: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI – Indivíduo A.

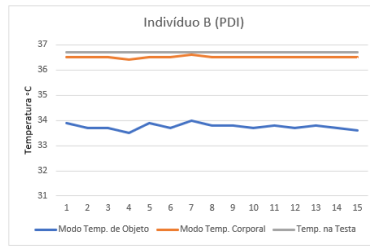


Figura 58: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI – Indivíduo B.

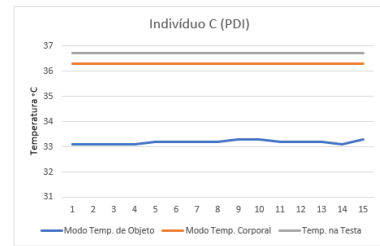


Figura 59: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDI – Indivíduo C.

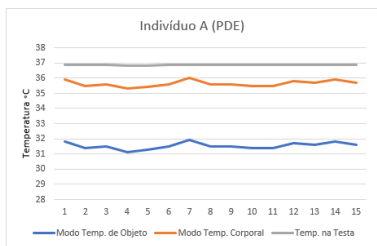


Figura 60: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE – Indivíduo A.

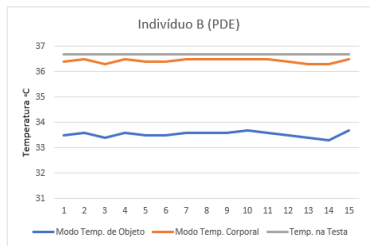


Figura 61: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE – Indivíduo B.

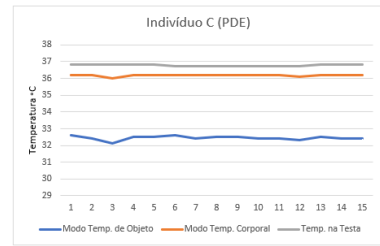


Figura 62: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no PDE – Indivíduo C.

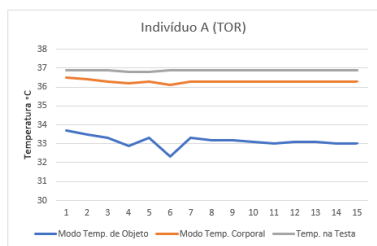


Figura 63: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR – Indivíduo A.

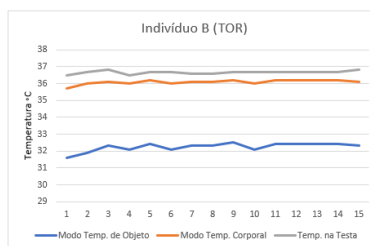


Figura 64: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR – Indivíduo B.

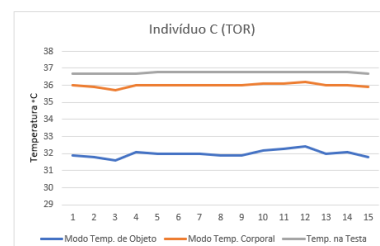


Figura 65: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no TOR – Indivíduo C.

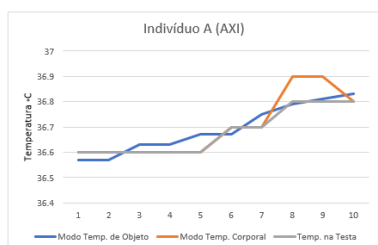


Figura 66: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI – Indivíduo A.

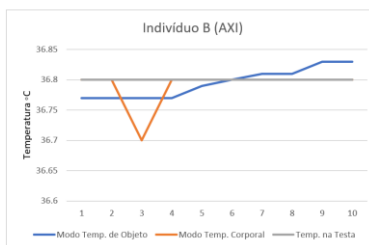


Figura 67: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI – Indivíduo B.

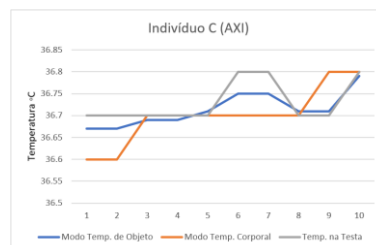


Figura 68: Gráfico comparativo de exatidão de temperatura no AXI – Indivíduo C.

Nas representações gráficas apresentadas anteriormente (Figuras 51 a 68) a linha cinzenta traduz o valor de temperatura medido na testa pelo termómetro Sunphor BZ-R6, a linha laranja o valor registado pelo mesmo dispositivo em cada local anatómico, estando configurado em modo de temperatura corporal e, por sua vez, a linha azul transmite os valores registados pelo termómetro MLX90614 também no mesmo ponto anatómico, em modo de leitura de temperatura de objeto.

A análise dos gráficos anteriores, exceto da axila, permite aferir várias conclusões significativas. Em primeiro lugar, comparando, em cada figura, a linha obtida pelo termómetro MLX90614 unicamente com a linha obtida pelo Sunphor BZ-R6 em cada local, que estas possuem um comportamento semelhante. De facto, apesar de apresentarem valores absolutos distintos, geralmente apresentam uma diferença constante e que esta diferença se mantém quando ocorrem variações de temperatura. É, então, aparente que a aproximação de temperatura corporal realizada pelo termómetro Sunphor BZ-R6 varia diretamente com a temperatura registada em modo objeto pelo MLX90614.

Numa segunda instância, e em seguimento do ponto anterior, ao comparar as mesmas linhas entre gráficos pertencentes ao mesmo ponto anatómico, afere-se que o valor de diferença constante varia de indivíduo para indivíduo e, também, de

ponto anatómico para ponto anatómico. Assim sendo, uma calibração universal de temperatura nunca seria uma opção viável em contexto algum.

Numa terceira consideração, na análise visual comparativa das três linhas que constituem cada gráfico, à exceção dos resultados obtidos na Axila, é perceptível que as linhas obtidas pelo termómetro MLX90614 as obtida pelo Sunphor BZ-R6 em cada local geralmente não são acompanhadas por variações na restante linha de dados. Esta informação sustenta que variações de temperatura nos membros superiores e inferiores não equivale a variações de temperatura corporal. Assim sendo, não havendo uma correspondência entre a temperatura registada nos pulsos e no tornozelo com a verdadeira temperatura corporal, estes não serão, efetivamente, locais apropriados e fidedignos para realizar a monitorização de temperatura do lactente.

Por fim, e num tom otimista, os resultados na axila apresentam informação distinta. Nesta última série de figuras, as linhas correspondentes à temperatura corporal e à testa ambas obtidas pelo termómetro Sunphor BZ-R6 apresentam uma diferença máxima, que ocorre pontualmente, de 0,1 °C, sendo este valor aceitável. Por sua vez, as linhas azuis e cinzentas demonstram uma diferença máxima de 0,05 °C tendo esta sido registada apenas uma vez no Indivíduo C.

Considerando todos os pontos aqui explanados, afere-se que os membros inferiores e superiores não são locais apropriados para a monitorização de temperatura corporal. Para além disso, determina-se assim, que o termómetro MLX90614 apresenta registos com exatidão suficiente e satisfatória quando colocado na axila, não sendo necessária qualquer calibração deste dispositivo.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

6 Serviço web

Constitui este capítulo detalhes e demonstrações relacionados com a configuração do projeto, da base de dados em tempo real e do serviço de notificações no serviço *web* Firebase.

6.1 Base de dados

O serviço *web* Firebase permite conjugar múltiplos projetos e organizá-los estruturalmente de modo personalizado. Neste contexto, apenas um projeto foi necessário, tal como era esperado. Ao projeto criado foi atribuído manualmente o

nome de “Baby Monitor” e, automaticamente, pela própria plataforma, o código de identificação “baby-monitor-f06c3” (Figura 69).



Figura 69: Firebase – identificação do projeto.

Em seguimento, foi ativada a base de dados em tempo real sendo esta do tipo JSON. A estrutura desta apresenta caminhos delineados que tornam possível que aplicações externas possam aceder aos dados aqui armazenados. Em consequência, a aplicação desenvolvida deverá conter uma função de escuta contínua (*listener*) com uma referência integrada específica do caminho relevante de acordo com o tipo de dados em comunicação, para que a informação da base de dados seja transmitida à aplicação a qualquer momento. Não obstante, na função anterior poderão ser aplicados filtros para que apenas dados relevantes sejam comunicados.

O papel fulcral do Firebase no sistema desenvolvido é, efetivamente, de base de dados em tempo real. No entanto, tem também outras funções, mencionadas posteriormente. Seguindo a Figura 70, tem-se, em primeiro lugar, a chave principal da base de dados que é o “Node_01”. Esta chave raiz contém a identificação do dispositivo do qual se pretende receber informação, isto é, do Wemos Lolin32. Em seguida, tem-se a chave secundária “baby_name”. Este campo é editável e permite, assim, editar o nome do infante que é mostrado na aplicação móvel e nas respetivas

notificações. Segue-se a chave “client_tokens” que consiste na identificação da autenticação dos dispositivos móveis nos quais a aplicação se encontra instalada.

Por sua vez, a entrada “sleep_states” é constituída por valores que correspondem a eventos relacionados com movimentos corporais. Aqui, cada entrada é identificada por um código automaticamente gerado pelo Firebase e é constituída por “state” ao qual pode ser atribuído o valor 0 ou 2, conforme o infante tenha adormecido ou se tenha movido, e por “timestamp” que permite inferir a data e hora desse evento. Ainda na imagem em análise, salienta-se “temperature_thresholds” que contém dois parâmetros secundários: “high_temp” e “low_temp”. Estes permitem configurar os limites de temperaturas corporais máximos e mínimos considerados como saudáveis. Por fim, no parâmetro “thermometer_readings” cada evento corresponde a uma leitura de temperatura e é constituído pelo valor da medição “temp” e, novamente, pelo “timestamp”.

Tal como referido previamente, as entradas pertencentes ao parâmetro “thermometer_readings” são automaticamente incrementados à lista sempre que ocorre uma leitura de temperatura corporal. No entanto, ao parâmetro “sleep_states” só são adicionadas entradas quando são detetadas as condições definidas para ser considerado que o estado de sono sofreu alterações. Isto é, efetivamente serão registados apenas os momentos em que o infante desperta e adormece.

Adicionalmente, é relevante salientar que os valores das chaves secundárias “client_tokens”, “sleep_states” e “thermometer_readings” são inseridos automaticamente pelo Wemos Lolin32. Por sua vez, a chave principal e as chaves secundárias “baby_name” e “temperature_thresholds” são registadas manualmente. Deste modo, este projeto irá receber informação proveniente apenas do dispositivo de processamento configurado.

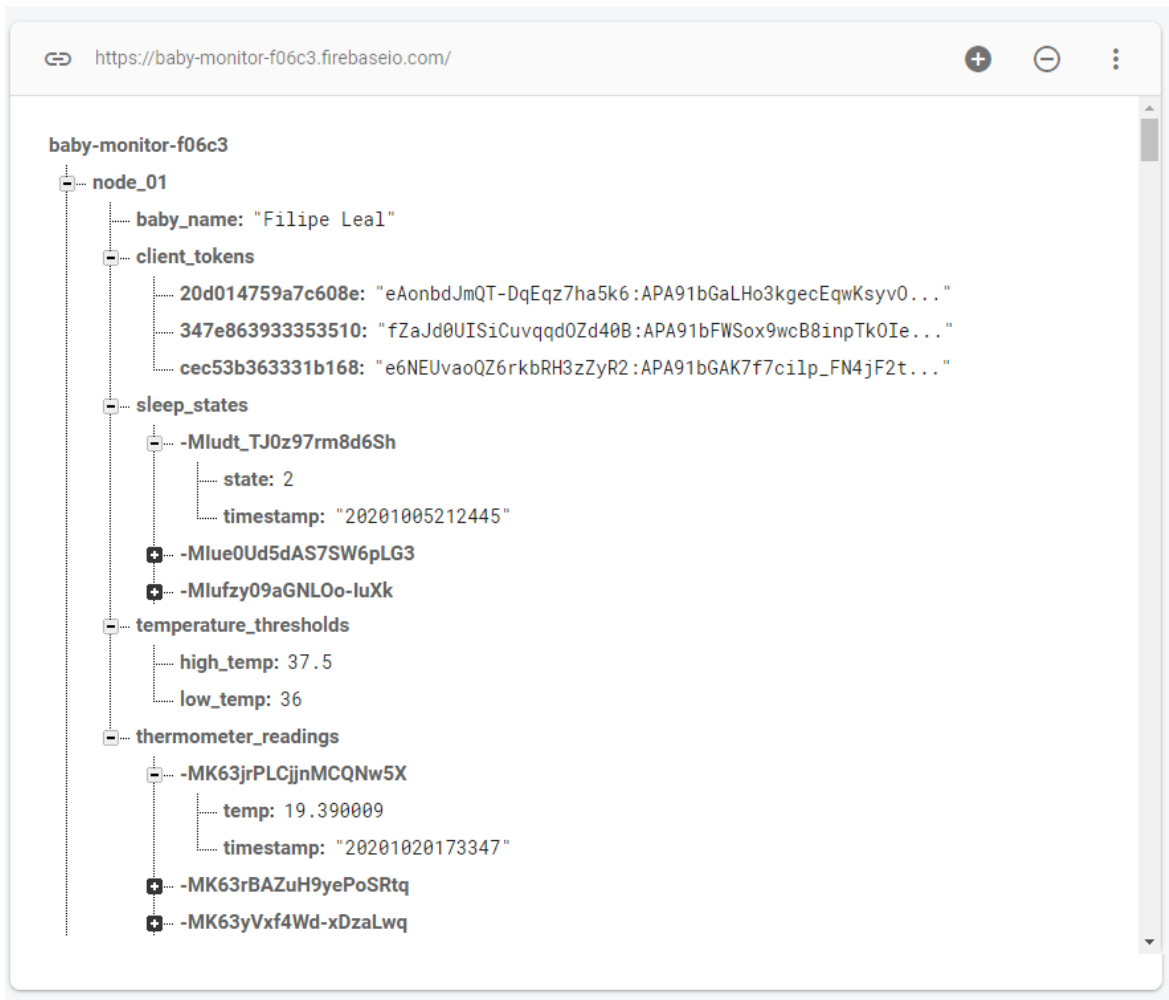


Figura 70: Firebase - Organização estrutural e parâmetros.

O envio de dados, na verdade, corresponde à transmissão de um objeto do tipo JSON com um respetivo caminho. Este objeto pode ser, no caso de medições de temperatura corporal, constituído pelas chaves “temp” e “timestamp” e os respetivos valores numéricos e, no caso de movimentos, constituído pelas chaves “state” e “timestamp” e, novamente, pelos respetivos valores. Para efetuar a comunicação destes objetos, o microcontrolador Wemos Lolin32 recorre à função “pushJson” que pertence à biblioteca da plataforma Firebase, mencionada em capítulos prévios.

6.2 Configuração de notificações

A plataforma Firebase é bastante versátil sendo, também, capaz de gerar e gerir o envio de notificações. Sendo estas uma característica essencial do sistema, ativou-se, conseqüentemente, o serviço de “Cloud Messaging” pertencente à mesma plataforma.

Para realizar a implementação das notificações, determinou-se necessário incluir, na aplicação *Android*, a biblioteca “firebase_messaging”. Esta realiza a abstração da lógica que é responsável pelo despoletar das notificações e disponibiliza um serviço, ao qual foi necessário recorrer, chamado de “FirebaseNotificationService”, no qual a gestão das notificações se tornou possível. Quando este serviço é iniciado, é gerada uma chave única, que identifica o dispositivo móvel ao qual as notificações deverão ser enviadas. Esta chave é fornecida através da função “onNewToken” pertencente ao serviço mencionado e posteriormente registada na base de dados para que o módulo de processamento consiga identificar os dispositivos móveis a notificar.

Neste serviço é também possível definir e personalizar várias notificações distintas. Consecutivamente, quando um evento relevante surge, a informação sofre uma triagem, para que a correspondente notificação seja despoletada em conformidade. Neste contexto, foram aqui definidos modelos personalizados distintos para notificações relacionadas com eventos relevantes de alteração de temperatura corporal e/ou do estado de sono.

Finalmente, quando o microcontrolador gera uma notificação, esta é recebida pelo serviço. Posto isto, prossegue-se com a triagem dos dados, para determinar o tipo de notificação (temperatura ou movimento), e com a construção da notificação de acordo com os modelos definidos. Assim sendo, seleciona-se, em conformidade,

um título e uma mensagem. Estando estes passos finalizados pode-se então proceder à exibição da notificação no dispositivo móvel *Android*.

7 Aplicação Android

Apresenta-se, neste capítulo, a arquitetura de comunicação implementada, assim como o papel de cada componente neste sistema. Em adição, explanam-se as funcionalidades e as especificações das páginas que constituem a aplicação móvel desenvolvida para *Android*.

7.1 Arquitetura de comunicação

Tendo, então, os componentes sensoriais LIS3DH e MLX90614 a realizar as respetivas medições de aceleração e de temperatura, os dados são transmitidos através de ligações físicas para o microcontrolador Wemos Lolin32. Neste componente, os dados são processados e filtrados de acordo com a relevância dos

mesmos, tal como explicado em capítulos anteriores. Tendo, então, apenas os dados de interesse, estes são enviados através do protocolo de comunicação *Wi-Fi* para o serviço *web* selecionado, o Firebase. Este envio é aproximadamente imediato, ocorrendo assim que a informação se encontra disponível e sofrendo um atraso que apenas depende da qualidade da ligação *Wi-Fi*. Assim sendo, num cenário ideal, o atraso será desprezável. A aplicação para dispositivos móveis encontra-se permanentemente à escuta, recebendo e disponibilizando a informação proveniente do Firebase a cada instante (Figura 71).

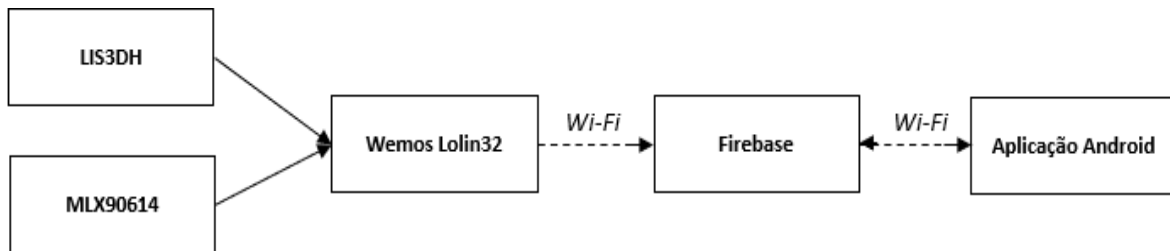


Figura 71: Esquema da arquitetura da comunicação do sistema.

7.2 Programação e estrutura da aplicação

Apresentam-se, neste subcapítulo, conceitos da programação e da estruturação da aplicação *Android* desenvolvida, assim como as funcionalidades de cada componente que a constitui. Assim, para uma melhor organização, este subcapítulo será desenvolvido em divisão por subsecções, dizendo, cada uma, respeito a uma parte lógica da aplicação.

7.2.1 Estrutura, navegação e inicialização

A plataforma de desenvolvimento Android Studio disponibiliza modelos de aplicações com algumas características já implementadas. Assim, para o desenvolvimento da aplicação desejada, começou-se pela seleção do modelo de aplicação chamado “Navigation Drawer Activity”. Este modelo manifestou-se atrativo por conter um menu lateral incorporado na atividade principal (“MainActivity”). Tal característica viria a facilitar a navegação entre fragmentos, isto é, a transição entre páginas.

A aplicação é constituída apenas pela “MainActivity”. Esta atividade, por sua vez, divide-se em três fragmentos: “BabyBoardFragment”, “SleepMonitorFragment” e “TemperatureMonitorFragment”. Os fragmentos correspondem, respetivamente à página principal, à página de monitorização do estado de sono e à página de monitorização de temperatura corporal.

O modelo de navegação definido, proveniente do modelo de aplicação selecionado, permite que os caminhos de navegação dos componentes e dos fragmentos sejam definidos num ficheiro XML. Estes caminhos foram definidos tal como o grafo de navegação apresentado na Figura 72 demonstra.

Quando a aplicação é iniciada, alguns mecanismos essenciais são efetuados. O serviço do Firebase “FirebaseNotificationService”, previamente mencionado, é, desde logo, iniciado. Assim sendo, as chaves de identificação do dispositivo móvel são imediatamente enviadas e registadas na base de dados do Firebase. Para efeitos de prova de conceito, a chave de identificação do Wemos Lolin32 utilizado foi introduzida diretamente no código da aplicação. Em simultâneo, são pedidos à base de dados os registos de temperatura corporal e de estado de sono mais recentes para tornar disponível esta informação na página principal. Enquanto não houver

Efetivamente, esta página é constituída por um menu hambúrguer, pelo nome e fotografia do bebé, por uma imagem indicadora da temperatura corporal e respetiva legenda e, por fim, por uma imagem indicadora da qualidade do sono, assim como a respetiva legenda.

O botão hambúrguer, quando selecionado, torna visível um menu lateral. Neste menu encontram-se disponíveis três botões com as seguintes ações:

- ◁ *Baby Board*: é a página principal e a única onde o menu lateral de opções está disponível;
- ◁ *Temperature*: fecha o menu lateral e redireciona o utilizador para a página de monitorização de temperatura corporal;
- ◁ *Sleep Monitor*: fecha o menu lateral e redireciona o utilizador para a página de monitorização de sono.

Na parte inferior da página principal está presente uma imagem que varia de acordo com o estado atual de sono (consoante o bebé esteja a dormir ou desperto) e outra que varia conforme a natureza da medição de temperatura corporal mais recente (temperatura febril, normal ou de frio)

Para que estes dados sejam atualizados em tempo real, é definida uma função de escuta contínua que permite receber informação útil proveniente da base de dados.

Tendo os caminhos/direções definidos no ficheiro XML previamente mencionado, a plataforma *Android Studio* torna possível a navegação através do acionamento dos botões do meu lateral e das imagens desta interface, que atuam, também, como botões. Desta forma, as direções são utilizadas para permitir a navegação do fragmento principal para os outros fragmentos.

7.2.3 Monitorização de temperatura corporal

Tal como afirmado anteriormente, o utilizador pode navegar para esta página através do menu lateral ou através do botão, sob forma de imagem, existente na página principal. Nesta página encontra-se um gráfico no qual é possível verificar as seis leituras de temperatura mais recentes juntamente com a hora a que as medições foram efetuadas.

Para a construção deste gráfico foi instalada a biblioteca “MPAndroidChart”. Esta biblioteca disponibiliza vários gráficos distintos. Desta feita, escolheu-se um gráfico de linhas. Por fim, ajustou-se e personalizou-se o gráfico para mostrasse, a qualquer momento, seis leituras de temperatura corporal, a hora das medições, limites de referência para temperatura corporal máxima e mínima aceitável e as legendas dos eixos do mesmo. Os eixos foram, por fim, desenvolvidos com o intuito de se ajustarem de modo a ser sempre mostrado qualquer valor, mesmo quando não pertença ao limite previamente definido de visualização. Para preencher este componente, a aplicação recebe da base de dados os seis registos mais recentes sempre que uma nova medição de temperatura corporal é efetuada.

No que respeita à monitorização de temperatura, falta apenas referir que são geradas notificações automáticas constituídas por uma legenda e pela fotografia do lactente e acompanhada por um alerta sonoro e pela vibração do dispositivo no qual a aplicação se encontra instalada. Estas notificações têm origem quando ocorre uma medição de temperatura corporal acima ou abaixo dos limites considerados como saudáveis.

7.2.4 Monitorização de sono

Esta página é acessível ao utilizador ao navegar através do menu lateral ou através do botão correspondente, sob forma de imagem, existente na página

principal. Nesta página encontra-se um histórico de atividade, no qual estão registados os eventos decorridos relacionados com alterações no sono.

Efetivamente, as entradas encontram-se ordenadas por ordem de ocorrência, estando em primeiro lugar o evento mais recente e em último o evento mais antigo e estando os dias identificados por legendas horizontais. As entradas podem apenas ser de dois eventos: despertar ou adormecer. Para além disso, a cada item neste histórico de atividade.

A interface deste fragmento é construída à medida que novos eventos surgem. Para isto, foram definidos dois tipos de *layouts*: um para a data e outro para o evento detalhado, que contém a hora, a imagem e o texto indicativos do estado registado. Desta forma, é realizada uma verificação de cada evento onde, sempre que se encontra um dia novo, é gerada uma entrada com o layout da data. Quando ocorre um evento pertencente ao dia já mostrado, é gerada uma entrada com o layout do evento detalhado. Assim, consegue-se atingir o dinamismo da lista apresentada nesta página.

Como, neste caso, a única ação relevante será avisar os progenitores da instabilidade e/ou interrupção de sono do lactente a monitorizar, existe, então, apenas uma notificação a ser gerada neste contexto. À semelhança das notificações apresentadas anteriormente, esta é também constituída por uma legenda e pela fotografia do lactente e acompanhada por um alerta sonoro e pela vibração do dispositivo no qual a aplicação se encontra instalada.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

8 Resultados e Discussão

Em primeiro lugar, surge, o sistema físico desenvolvido. Este apresenta-se na Figura 73 sob a forma de prova de conceito, por não ter sido possível transformá-lo, efetivamente, num dispositivo que pudesse ser colocado e usado como uma pulseira. Tal como demonstrado, é constituído por uma *breadboard* na qual se encontram os componentes eletrónicos utilizados (sendo estes, o microcontrolador Wemos Lolin32, o termómetro MLX90614 e o acelerómetro LIS3DH) e os fios elétricos necessários para as ligações.

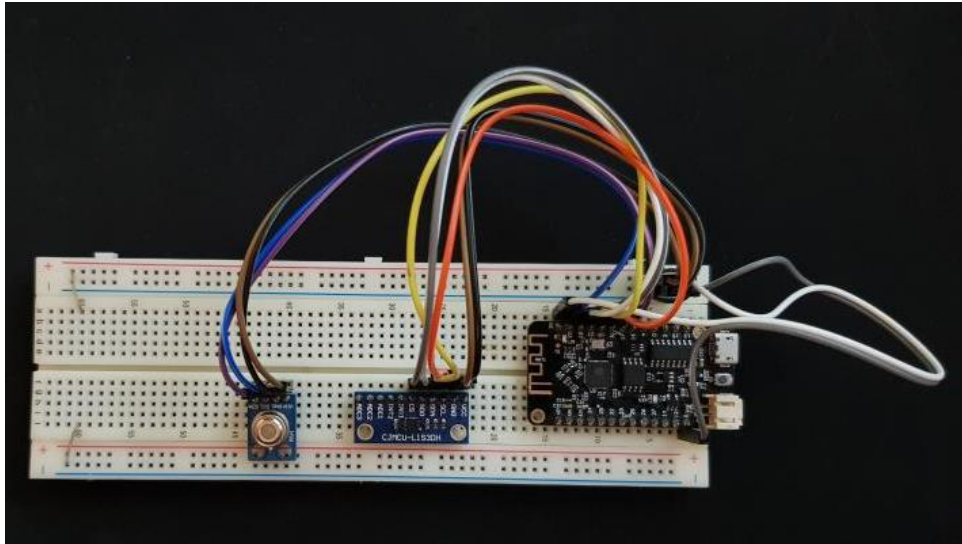


Figura 73: Prova de conceito da pulseira desenvolvida.

Em continuação, o resultado que traduz todas as implementações é, efetivamente, a aplicação para dispositivos móveis *Android*. Esta, quando é iniciada apresenta, conforme definido, uma mensagem informativa, um menu hamburger, o nome e fotografia do bebé. Esta mensagem sustenta que ainda não existem dados atualizados disponíveis e pede que o utilizador verifique se o sistema anterior se encontra ligado, tal como a Figura 74 demonstra.

Quando informação relevante e atualizada é comunicada à aplicação, esta página altera ligeiramente a sua interface, passando a apresentar uma imagem indicadora da temperatura corporal e respetiva legenda e uma imagem indicadora da qualidade do sono, assim como a respetiva legenda. São exemplos deste fragmento as Figuras 74, 75, 77 e 78.

O acionamento do botão de menu hambúrguer abre um menu lateral com três botões, sendo estes “Baby Monitor”, “Temperature” e “Sleep State” conforme a Figura 76 demonstra.

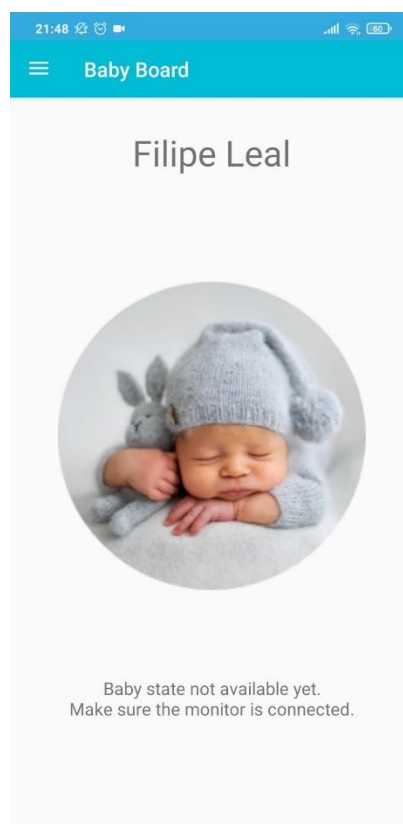


Figura 74: Interface – página principal (dados atualizados indisponíveis).

Ainda na página principal, a imagem no canto inferior esquerdo da página corresponde à temperatura e varia consoante a temperatura corporal medida. Assim sendo, quando a temperatura corporal medida for inferior a 36 °C, isto é, quando o bebé apresentar uma temperatura inferior à aconselhada, este lugar será ocupado por um termómetro azul rodeado, também, a azul (Figura 77). Por sua vez, quando a temperatura corporal do lactente for superior à considerada como saudável, isto é, superior a 37,5 °C, considera-se que se encontra num estado febril e a imagem passa a ser predominantemente vermelha (Figura 78). Por fim, quando a temperatura corporal pertence ao intervalo saudável, verifica-se que o termómetro é preenchido a vermelho e rodeado a azul (Figura 75). Abaixo desta imagem existe uma legenda que mostra a última temperatura corporal medida e é atualizada sempre que ocorre uma nova leitura. Num tom final, selecionar esta imagem redireciona o utilizador para a página de monitorização de temperatura.

Desta vez, analisa-se a imagem do canto inferior direito. Esta respeita à qualidade do sono do lactente e apresenta apenas duas facetas. Deste modo, quando não são detetados movimentos que indiquem que o bebé possa estar acordado é apresentada a imagem e a respetiva legenda com a informação “*Sleeping*” (Figura 75). Quando são detetados movimentos que permitam aferir que o bebé despertou, esta imagem será alterada para a correspondente ao estado “*Disturbed*” (Figura 77). Por fim, seleccionar esta imagem redireciona o utilizador para a página de monitorização de sono.

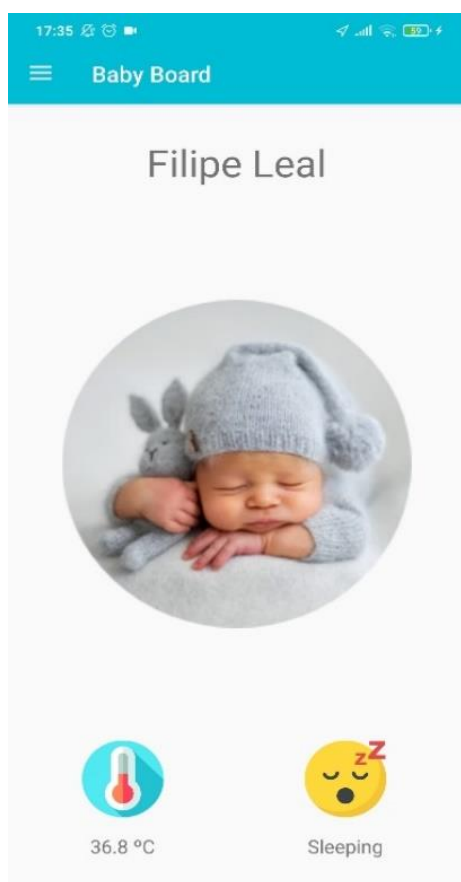


Figura 75: Interface – página principal (temperatura normal, sono tranquilo).

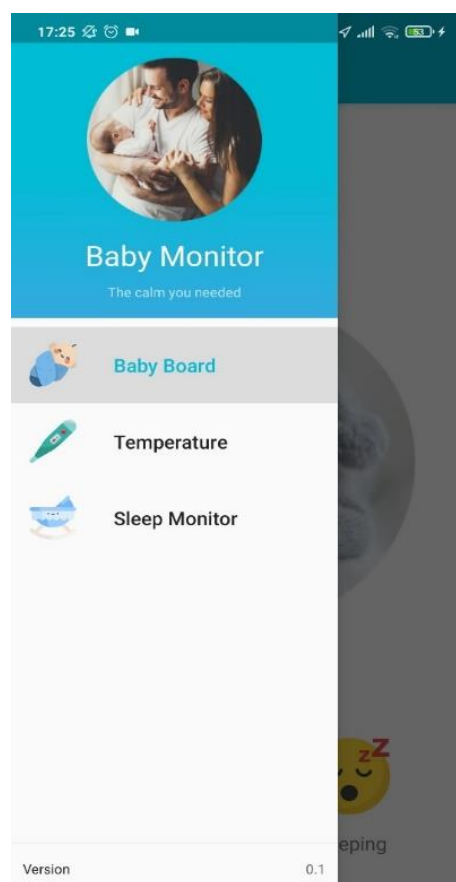


Figura 76: Interface – menu lateral.

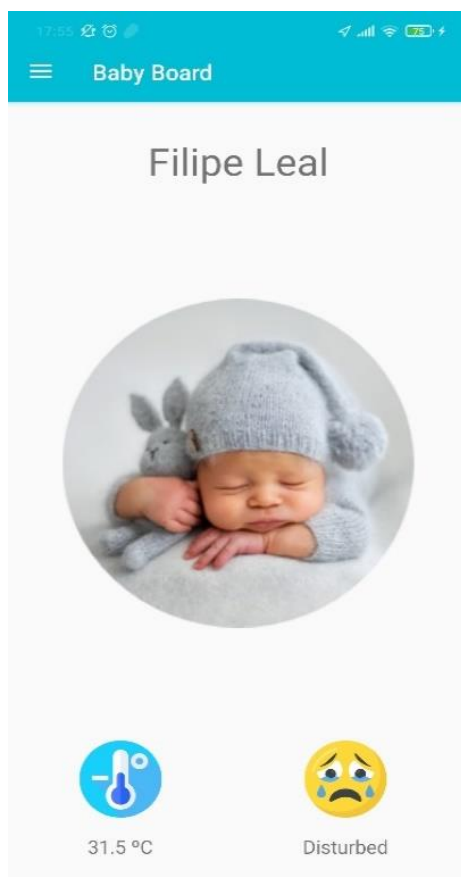


Figura 77: Interface – página principal (temperatura baixa, sono perturbado).

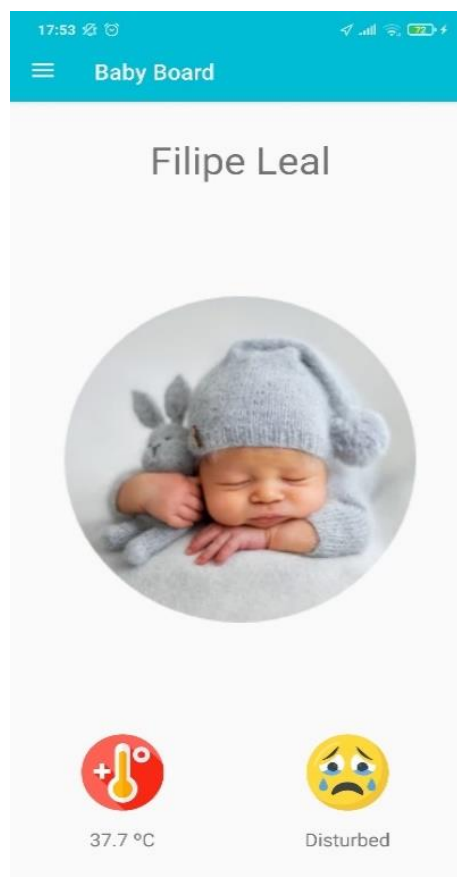


Figura 78: Interface – página principal (temperatura febril, sono perturbado).

No gráfico pertencente à Figura 79, o eixo oY representa a temperatura em graus Celsius e o eixo oX a hora a que cada leitura teve lugar (em horas, minutos e segundos). Horizontalmente, existem duas linhas de referência importantes para facilitar a compreensão do enquadramento de cada leitura de temperatura corporal, em relação aos valores considerados como normais. Assim, aos 37,5 °C encontra-se uma linha vermelha, que indica que valores superiores a essa referência são considerados como febris. Do outro lado do espectro, tem-se, aos 36,0 °C uma linha azul que indica que temperaturas abaixo dessa marca são demasiado baixas e, então, preocupantes.

Por predefinição, o eixo oY irá estar definido para mostrar um intervalo com um valor mínimo e um valor máximo, sendo estes de 35,5 °C e 38,5 °C respetivamente. No entanto, este componente gráfico foi programado para se ajustar em torno de oY quando necessário para exibir valores registados. Na Figura 80 encontra-se um exemplo deste ajuste automático. Neste caso, houve uma medição de temperatura de 19,8 °C e, em função da mesma, o eixo oY manteve o limite máximo de 38,5 °C, mas expandiu o limite mínimo para 17,5 °C para que a primeira leitura fosse enquadrada no gráfico.

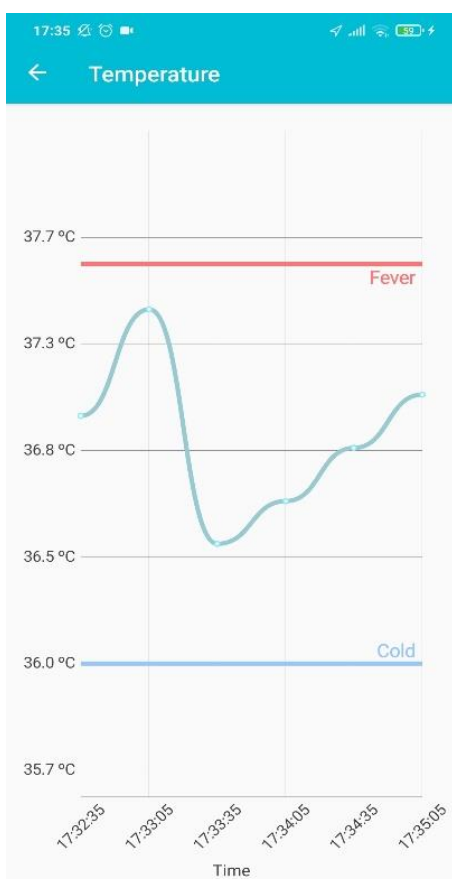


Figura 79: Interface – página de monitorização de temperatura (com os limites pré-definidos).

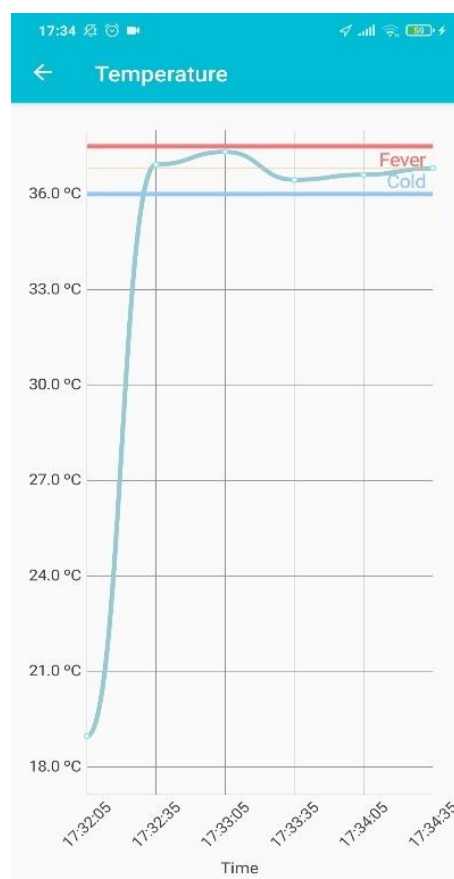


Figura 80: Interface – página de monitorização de temperatura (com os limites automaticamente ajustados).

Como explicado previamente na respectiva secção existem, também, notificações associadas ao registo de temperaturas corporais inferiores ou superiores aos limites mínimo e máximo definidos, respetivamente. As duas notificações implementadas constam na Figura 81. Estas são constituídas por um título, por uma mensagem na qual consta o valor efetivamente registado e, por fim, pela fotografia do bebé.

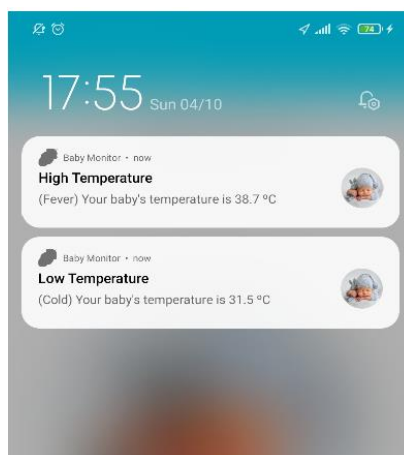


Figura 81: Interface – notificações de monitorização de temperatura corporal.

Na Figura 82 surge o resultado do fragmento desenvolvimento para monitorização da alteração de estados se sono. Tal como mencionado anteriormente, nesta interface as entradas encontram-se ordenadas por ordem de ocorrência, estando em primeiro lugar o evento mais recente e em último o evento mais antigo e estando os dias identificados por legendas horizontais.

Os componentes deste fragmento são adicionados quando novos eventos surgem. Assim, sendo, a cada evento corresponde uma hora, uma imagem representativa e a descrição do estado. As entradas encontram-se divididas por secções horizontais que indicam o dia das mesmas.

Neste contexto foi apenas implementada uma notificação relacionada com a instabilidade e/ou interrupção de sono do lactente a monitorizar. À semelhança das notificações apresentadas anteriormente, esta é também constituída por um título, por uma legenda e pela fotografia do lactente e acompanhada por um alerta sonoro e pela vibração do dispositivo no qual a aplicação se encontra instalada (Figura 83).



Figura 82: Interface – página de monitorização de sono.

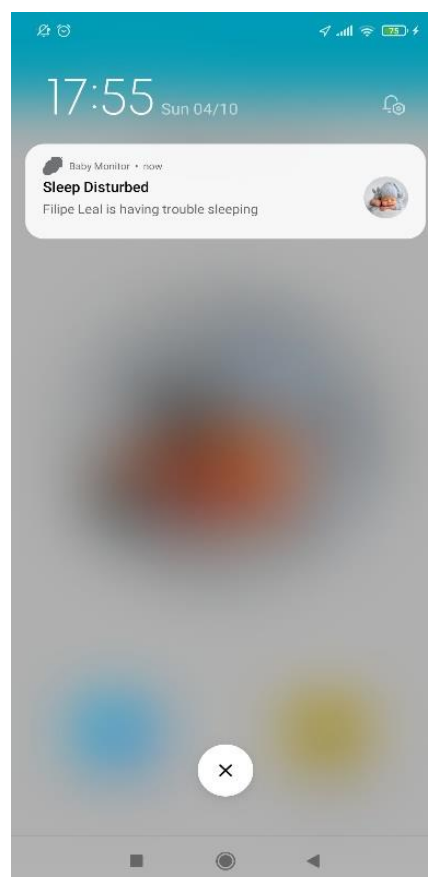


Figura 83: Interface – notificações de monitorização de estado de sono.

9 Conclusão

A adição de um recém-nascido à família, incapaz de comunicar verbalmente os seus desejos, pretensões e/ou inquietações, é uma tarefa extremamente árdua para os respetivos guardiões responsáveis. De facto, esta adição surge geralmente acompanhada por preocupações e receios permanentes no que respeita aos cuidados prestados e ao estado de saúde do ser frágil que é tão difícil de compreender. Em consequência desta dificuldade, os guardiões optam, cada vez mais, por adquirir dispositivos capazes de facilitar a monitorização de infantes e crianças.

O Baby Sleep Monitor (pulseira e aplicação *Android*) foi desenvolvido com sucesso, tendo cumprido todos os objetivos para ele propostos e tendo, até, excedido alguns. Serve como exemplo dessa superação a adição do histórico de interrupções de sono à aplicação para telemóvel. O dispositivo de monitorização

desenvolvido é, efetivamente, dotado das capacidades para ele propostas: realiza medições de temperatura corporal, deteta movimentos e comunica, via *Wi-Fi*, os dados obtidos após realizar o processamento dos mesmos.

De facto, o dispositivo realiza medições de temperatura corporal, asseguradas pelo termómetro MLX90614, tal como programado, a cada trinta segundos sendo estas satisfatórias, na medida em que são exatas e precisas. Para além disso, foi possível aferir que apresenta capacidades semelhantes a um termómetro aprovado pela CE e FDA, o Sunphor BZ-R6, atualmente disponível no mercado farmacêutico a nível europeu. No entanto, veio a demonstrar uma desvantagem associada ao reduzido alcance para o qual apresenta medições de qualidade, o que se traduz numa maior dificuldade de utilização por forçar um posicionamento extremamente cuidadoso a cada utilização.

As interrupções do sono são também detetadas através dos registos de movimentos obtidos pelo acelerómetro LIS3DH. No entanto, apesar de funcional e de lógico, o algoritmo desenvolvido para deteção de movimento e de despertar é puramente teórico, na medida em que não se proporcionou a oportunidade de observar infantes e crianças a dormir. Assim sendo, não foi possível considerar parâmetros reais neste algoritmo como, por exemplo, o número de movimentos esperados em cada período de tempo.

O microcontrolador, assume, aqui a sua função de modo completo. Objetivamente, pretendia-se que este componente realizasse o processamento necessário para todos os dados obtidos pelos componentes sensoriais e que enviasse esta informação refinada para um serviço *web* intermediário através de um protocolo de comunicação sem fios. Efetivamente, todas as tarefas foram implementadas com sucesso. Deste modo, o microcontrolador Wemos Lolin32 processa os registos de temperatura corporal e de movimento e envia-os, via *Wi-Fi* para o Firebase.

O serviço *web* selecionado, Firebase, apresenta também um papel essencial neste sistema. Este serviço é o principal responsável pela disponibilização, aproximadamente imediata, da informação previamente processada pelo microcontrolador à aplicação *Android* instalada nos telemóveis dos guardiões do infante.

Por fim, a aplicação *Android* desenvolvida, cumpre, também, os objetivos para ela propostos. Aqui, a informação obtida e processada é mostrada em interfaces simples e intuitivas. Para cada parâmetro, isto é, para a temperatura corporal e para a monitorização de sono, é, também, disponibilizado um histórico de eventos, sob a forma de representação gráfica, para consulta dos guardiões. Finalmente, são também geradas notificações, dotadas de som e de vibração, quando a temperatura corporal medida se encontra fora do limite definido como saudável e/ou quando é detetado que o infante despertou.

Futuramente poderia ser relevante implementar melhorias neste sistema. Para trabalhos futuros seria interessante, a título de exemplo, adicionar a autenticação dos guardiões responsáveis e auditar as mesmas, tornando a aplicação *Android* mais segura. Por sua vez, à pulseira, poderia ser adicionado mais um componente sensorial que permitisse detetar quando esta se encontra colocada. Finalmente, o algoritmo de deteção de movimento e de definição de interrupção de sono, poderia, também, beneficiar bastante com refinações obtidas em função da observação de padrões de sono de infantes e de crianças.

Esta página foi deixada intencionalmente em branco.

Bibliografia

A Compatative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi.

Lee, Jin-Shyan, Su, Yu-Wei e Shen, Chung-Chou. 2007. Taipei, Taiwan : s.n., 5-8 de Novembro de 2007, The 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society (IECON).

Adafruit. 2020. Adafruit - About us. *Adafruit*. [Online] Adafruit, 2020. [Citação: 20 de Setembro de 2020.] <https://www.adafruit.com/about>.

—. **2015.** Adafruit LIS3DH Triple-Axis Accelerometer Breakout. *Adafruit*. [Online] 16 de Novembro de 2015. [Citação: 17 de Agosto de 2020.] <https://learn.adafruit.com/adafruit-lis3dh-triple-axis-accelerometer-breakout/pinouts>.

—. **2015.** Adafruit LIS3DH Triple-Axis Accelerometer Breakout. *Adafruit*. [Online] Adafruit, 16 de Novembro de 2015. [Citação: 23 de Setembro de 2020.] <https://learn.adafruit.com/adafruit-lis3dh-triple-axis-accelerometer-breakout/arduino>.

—. **2014.** Using Melexis MLX90614 Non-Contact Sensors. *Adafruit*. [Online] Adafruit, 28 de Fevereiro de 2014. [Citação: 24 de Setembro de 2020.] <https://learn.adafruit.com/using-melexis-mlx90614-non-contact-sensors/wiring-and-test>.

—. **2013.** Using the Adafruit Unified Sensor Driver. *Adafruit*. [Online] Adafruit, 23 de Fevereiro de 2013. [Citação: 16 de Setembro de 2020.] <https://learn.adafruit.com/using-the-adafruit-unified-sensor-driver/how-does-it-work>.

Albatross. 2019. A brief description. *cplusplus*. [Online] 2019. [Citação: 18 de Agosto de 2020.] <https://www.cplusplus.com/info/description/>.

Alonso, Marcelo e Finn, Edward. 2012. *Física*. 01-2012. s.l. : Escolar Editora, 2012.

Alpen, Edward L. 1995. *Radiation Biophysics*. Segunda. California : Academic Press, 1995.

Arduino. 2020. Arduino Software (IDE) - Guide environment. *Arduino*. [Online] Arduino, 2020. [Citação: 18 de Agosto de 2020.] <https://www.arduino.cc/en/Guide/Environment>.

—. Arduino UNO REV3. *Arduino*. [Online] Arduino. [Citação: 9 de Agosto de 2020.] <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3>.

Arduíno. 2020. Download the Arduino IDE. *Arduíno*. [Online] Arduíno, 2020. [Citação: 18 de Agosto de 2020.] <https://www.arduino.cc/en/main/software>.

—. 2019. SPI library. *Arduíno*. [Online] Arduíno, 24 de Dezembro de 2019. [Citação: 23 de Setembro de 2020.] <https://www.arduino.cc/en/reference/SPI>.

—. 2019. WiFi library. *Arduíno*. [Online] Arduíno, 24 de Dezembro de 2019. [Citação: 24 de Setembro de 2020.] <https://www.arduino.cc/en/Reference/WiFi>.

—. 2019. Wire Library. *Arduíno*. [Online] Arduíno, 24 de Dezembro de 2019. [Citação: 24 de Setembro de 2020.] <https://www.arduino.cc/en/Reference/Wire>.

Babysense LLC. 2020. Babysense 7 Baby Breathing Movement Monitor. *Babysense*. [Online] Janeiro de 2020. [Citação: 26 de Janeiro de 2020.] <https://www.babysensellc.com/product/babysense-7-infant-movement-monitor/>.

CDC. 2011. Radiation and Pregnancy: A Fact Sheet for the Public. *Centers for Disease Control and Prevention*. [Online] 15 de Novembro de 2011. [Citação: 15 de Fevereiro de 2020.] <https://emergency.cdc.gov/radiation/pdf/prenatal.pdf>.

CocoonCam. 2019. Cocoon Cam Baby Monito. *CocoonCam*. [Online] 2019. [Citação: 26 de Janeiro de 2020.] <https://cocooncam.com/products/cocoon-cam-plus-baby-monitor>.

Collings, Paul, et al. 2017. Sleep Duration and Adiposity in Early Childhood: Evidence for Bidirectional Associations from the Born in Bradford Study. *Sleep*. 2, Fevereiro de 2017, Vol. 40.

Davis, Dra Devra. 2015. *The truth about mobile phone and wireless radiation*. Melbourne : Universidade de Melbourne, Dezembro de 2015.

Degorre , C, et al. 2015. A mean body temperature of 37°C for incubated preterm infants is associated with lower energy costs in the first 11 days of life. *Acta Paediatrica: Nurturing the Child*. 104, Junho de 2015, Vol. 6, pp. 581-588.

Diffen. 2015. Bluetooth vs. Wi-Fi. *Diffen*. [Online] 2015. [Citação: 18 de Agosto de 2020.] https://www.diffen.com/difference/Bluetooth_vs_Wifi.

EMFC2019. 2019. Devra Davis, PhD, MPH. *Eletromagnetic fields conference*. [Online] 2019. [Citação: 3 de Março de 2020.] <https://emfconference.com/devra-davis>.

Espressif. ESP32 Series of Modules. *Espressif*. [Online] [Citação: 9 de Agosto de 2020.] <https://www.espressif.com/en/products/modules/esp32>.

Firebase. 2020. Firebase helps mobile and web apps succeed. *Firebase*. [Online] Google, 2020. [Citação: 15 de Setembro de 2020.] <https://firebase.google.com/>.

Fult, Don. 2019. Wemos Lolin32 Pinout vs Wemos Lolin32 Lite Pinout. *Espressif*. [Online] Espressif, 6 de Abril de 2019. [Citação: 13 de Agosto de 2020.] <https://www.esp32.com/viewtopic.php?t=10018>.

Grusin, Mike. 2017. Serial Peripheral Interface (SPI). *Sparkfun Start Something*. [Online] Setembro de 2017. [Citação: 12 de Agosto de 2020.] <https://learn.sparkfun.com/tutorials/serial-peripheral-interface-spi/slave-select-ss>.

Hibi, Masanobu, et al. 2017. Effect of shortened sleep on energy expenditure, core body temperature, and appetite: a human randomised crossover trial. *Scientific Reports*. 7, 10 de Janeiro de 2017.

Holl, Philipp M e Reinhard, Friedemann. 2017. *Holography of Wi-fi Radiation*. Garching : s.n., 2017.

Hui, Liu, et al. 2014. Occupational Electromagnetic Field Exposures Associated with Sleep Quality: A Cross-Sectional Study. [ed.] Gianluigi Forloni. *PLoS One*. 23 de Outubro de 2014, Vol. 10.

Instruments, Texas. 1999. LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors. Agosto de 1999.

- JetBrains. 2020.** A modern programming language that makes developers happier. *Kotlin v.1.4.10*. [Online] JetBrains, 2020. [Citação: 22 de Setembro de 2020.] <https://kotlinlang.org/>.
- Jost, Kerstin, et al. 2017.** Dynamics and complexity of body temperature in preterm infants nursed in incubators. [ed.] Yih-Kuen Jan. *PLoS Clin Trials*. 4, 27 de Abril de 2017, Vol. 12.
- Lyu, Yanyu, et al. 2015.** Association between admission temperature and mortality and major morbidity in preterm infants born at fewer than 33 weeks' gestation. *Jama Pediatrics*. 4, 4 de Abril de 2015, Vol. 169.
- Maciel, Noémia. 2017.** *Física - 12.ª Classe*. [ed.] Porto Editora. s.l. : Porto Editora, 2017.
- Maciel, Noémia, et al. 2016.** *Eu e a Física 12 - 1ª Parte*. [ed.] Porto Editora. s.l. : Porto Editora, 2016.
- Melexis. 2019.** MLX90614 family. *Datasheet Single and Dual Zone Infra Red Thermometer in TO-39*. 13 de Setembro de 2019.
- Mendonça, Hélio Sousa.** SPI e I2C. *Páginas da Atividade Docente e de Investigação*. [Online] Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto. [Citação: 8 de Agosto de 2020.] <https://paginas.fe.up.pt/~hsm/docencia/comp/spi-e-i2c/>.
- mobizt. 2020.** mobizt/Firebase-ESP32 . *GitHub*. [Online] 21 de Março de 2020. [Citação: 24 de Setembro de 2020.] <https://github.com/mobizt/Firebase-ESP32/blob/master/src/FirebaseESP32.h>.
- Owlet. 2019.** Owlet is revolutionising baby monitoring. *Owlet*. [Online] 2019. [Citação: 26 de Janeiro de 2020.] <https://owletbabycare.co.uk/>.
- Perpétuo, Jéssica e Oliveira, Maria Inês. 2016.** A febre em idade pediátrica. *Metis*. [Online] Metis, 4 de Abril de 2016. [Citação: 6 de Outubro de 2020.] http://www.metis.med.up.pt/index.php/A_febre_em_idade_pedi%C3%A1trica.
- Podgorsak, Ervin. 2016.** *Radiation Physics for Medical Physicists*. 3ª. s.l. : Springer, 2016. pp. 8-14.

Sense-U. 2019. Introducing the Sense-U. *Sense-U*. [Online] 2019. [Citação: 26 de Janeiro de 2020.] <https://www.products.sense-u.com/>.

SNS 24. 2020. Temas da saúde: Febre. *Sistema Nacional de Saúde*. [Online] 24 de Janeiro de 2020. [Citação: 6 de Outubro de 2020.] <https://www.sns24.gov.pt/tema/sintomas/febre/>.

Snuza. 2019. SNUZA HEROSE ALARMS WHEN NO BREATHING MOVEMENT IS DETECTED. *Snuza*. [Online] 2019. [Citação: 26 de Janeiro de 2020.] <https://www.snuza.com/baby-monitors/movement-monitors/portable-movement-monitors/>.

Sun, Wanqi, et al. 2018. A Community-Based Study of Sleep and Cognitive Development in Infants and Toddlers. *Journal of Clinical Sleep Medicine*. 15 de Junho de 2018, Vol. 14, pp. 977-984.

The Influence of Electromagnetic Pollution on Living Organisms: Historical Trends and Forecasting Changes. **Redlarski, Grzegorz, et al. 2015.** Poland : Hindawi, Janeiro de 2015, Vol. 2015.