



Estudo e Desenvolvimento de Sistema para Monitorização de Sinais Vitais Sem Fios

NELSON FILIPE MAGALHÃES RODRIGUES

Outubro de 2022

Estudo e Desenvolvimento de Sistema para Monitorização de Sinais Vitais Sem Fios

Nelson Filipe Magalhães Rodrigues

Licenciado em Engenharia Biomédica pelo Instituto Superior de Engenharia do Porto

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção
de grau de Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Prof. Doutor Joaquim Alves (JAA)

jaa@isep.ipp.pt

Porto, outubro de 2022

“Talvez não tenha conseguido fazer o melhor, mas lutei para que o
melhor fosse feito”

Marthin Luther King

Agradecimentos

Em primeiro agradeço ao Professor Joaquim Alves, orientador da tese de mestrado, pelos conhecimentos partilhados sobre sistemas de comunicação *Wireless*, bem como do funcionamento de diversos sensores. A sua orientação, dedicação e disponibilidade, proporcionaram longas reuniões, com discussão de ideias, para enriquecimento deste projeto.

Agradecer, também, aos meus colegas de mestrado que sempre me incentivaram a manter-me focado no projeto. Um especial obrigado ao Rui Mesquita pela ajuda no desenvolvimento do *software*; ao Guilherme Miranda, pela disponibilidade na calibração do sensor; e, por fim, à Inês Vigo, pela sua revisão do relatório bem como pela ajuda no desenvolvimento do *template* da página *Web*.

Um obrigado a toda a equipa com quem trabalho diariamente que, mesmo sem estarem relacionados, foram partilhando conhecimento adquirido pela experiência que têm, sempre que comentava alguma dúvida que tinha.

Finalmente, um obrigado aos meus pais pela paciência que tiveram comigo quando desabafava sobre contratempos que iam surgindo no decorrer de todo mestrado e, em especial, no decorrer desta tese.

Resumo

Com o avanço tecnológico, tem-se vindo a verificar nas mais diversas áreas a interação entre equipamentos, denominada *Internet of Things* (IoT). Assim, é possível que os mais diversos equipamentos estejam a comunicar entre si, permitindo monitorizar diversas variáveis. Posto isto, estas inovações tecnológicas têm vindo, pouco a pouco a entrar na área da saúde.

Cada vez mais as instituições de saúde procuraram estar na vanguarda, tornando-se competitivas entre elas, o que resulta em melhor oferta para o utente. Assim, é comum que muitos dados sejam tratados já de forma digital, permitindo que, tanto o utente como o médico que o acompanha, tenham acesso aos dados a partir de qualquer dispositivo, evitando deslocações, muitas vezes dispendiosas, às instalações.

Assim, ao longo deste documento foram abordados os diversos sistemas de saúde que existem, ou que se encontram em desenvolvimento, que envolvam tecnologia *Wireless*. Foi definido que seria importante desenvolver um sistema capaz de enviar dados de monitorização em tempo real para mais do que um dispositivo em simultâneo, pelo que, após pesquisa, se chegou às condições que o sistema deveria possuir para dar resposta, sobretudo, à frequência com que certos sinais vitais devem ser registados.

Desenvolveu-se uma página *Web* que apresenta os mais variados sinais vitais, dando-se, também, início ao desenvolvimento do dispositivo que irá recolher todos esses sinais, começando pelo desenvolvimento do termómetro.

Palavras-chave: Arduino, ECG, IoT, NodeMCU, Sinais Vitais, Temperatura Corporal, Wi-Fi.

Abstract

With technological advances, the interaction between equipment, called Internet of Things (IoT), has been occurring in several areas. Thus, it is possible that the most varied equipment are communicating with each other, allowing the monitoring of several variables. That said, these technological innovations have been gradually entering the health area.

More and more health institutions have sought to be at the forefront, becoming competitive among themselves, which results in a better offer for the user. Thus, it is common for much data to be processed digitally, allowing, both the user and the physician who accompanies, to access the data from any device, thus avoiding the often-costly trips to the health facilities.

Thus, throughout this document the various health systems that exist, or are under development, that involve wireless technology have been discussed. It was defined that it would be important to develop a system capable of sending vital signs in real time to more than one device at the same time. So, after research, the conditions that the system should have to meet, especially, the frequency with which certain vital signs should be recorded were reached.

A web page was developed that presents the most varied vital signs, and the development of the device that will collect all these signals began, starting with the development of the thermometer.

Key words: Arduino, Body Temperature, ECG, IoT, NodeMCU, Vital Signs, Wi-

Índice

AGRADECIMENTOS	III
RESUMO	V
ABSTRACT.....	VII
ÍNDICE	IX
LISTA DE FIGURAS	XI
LISTA DE TABELAS	XIII
LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS.....	XV
1. INTRODUÇÃO.....	3
1.1. ENGENHARIA NA SAÚDE	3
1.2. EQUIPAMENTOS EM BLOCOS OPERATÓRIOS	4
1.3. OBJETIVOS.....	5
1.4. MÉTODOS	5
1.5. CENTRO HOSPITALAR UNIVERSITÁRIO DO PORTO (CHUPORTO).....	5
1.6. ORGANIZAÇÃO DO RELATÓRIO.....	6
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	9
2.1. SINAIS VITAIS	9
2.1.1. <i>Temperatura Corporal</i>	9
2.1.2. <i>Eletrocardiograma</i>	11
2.1.3. <i>Pressão Arterial</i>	13
2.1.4. <i>Oxigenação do Sangue</i>	14
2.2. COMUNICAÇÃO SEM FIOS	15
2.2.1. <i>Wi-Fi</i>	15
2.2.2. <i>Bluetooth</i>	17
2.2.3. <i>ZigBee</i>	18
2.3. MÓDULO DE COMUNICAÇÃO A UTILIZAR	19
3. ESTADO DA ARTE	23
3.1. MONITORIZAÇÃO SEM FIOS	23
3.1.1. <i>Dispositivos Médicos Wearable</i>	23
3.2. SENSORES.....	25
3.2.1. <i>Sensor de Temperatura</i>	25
3.2.2. <i>Eléctodos de ECG</i>	27
3.2.3. <i>Pressão Arterial Não Invasiva</i>	28

3.2.4.	<i>Oxímetro</i>	30
3.3.	PLACA DE CONTROLO	32
3.4.	MÓDULO WI-FI.....	32
4.	DESENVOLVIMENTO	37
4.1.	IDEALIZAÇÃO	37
4.2.	CÓDIGO DESENVOLVIDO	38
4.2.1.	<i>Bibliotecas utilizadas</i>	39
4.2.2.	<i>Código da página Web</i>	39
4.3.	CIRCUITO DE LEITURA	40
5.	RESULTADOS.....	45
5.1.	INTERFACE DE VISUALIZAÇÃO	45
5.2.	CIRCUITO – SENSOR DE TEMPERATURA	46
6.	CONCLUSÃO.....	51
	REFERÊNCIAS.....	53
	ANEXOS	59

Lista de Figuras

Figura 1 - Imagem de uma cirurgia típica [1].	4
Figura 2 - Logotipo CHUPorto [2].	6
Figura 3 - Regulação de temperatura no organismo (adaptado de [5]).	10
Figura 4 - Decréscimo de temperatura após anestesia [7].	11
Figura 5 - Sinal característico de ECG, com os elementos identificados [10].	11
Figura 6 - Eletrofisiologia do coração [12].	12
Figura 7 - Evolução da pressão arterial, com o envelhecimento [19].	13
Figura 8 - Formas de redução da pressão arterial [16].	14
Figura 9 - Exemplo de <i>piconet</i> (A) e de <i>scatternet</i> (B) (adaptado de [27], [34]).	17
Figura 10 - Tipos de conexões ZigBee [38].	19
Figura 11 - Evolução de estudos com dispositivos médicos <i>wearable</i> [45].	24
Figura 12 - Arquitetura base de um dispositivo médico <i>wearable</i> [45].	25
Figura 13 - Posição relativa dos elétrodos num paciente [50].	27
Figura 14 - Classificação das técnicas de monitorização de NIBP [15].	28
Figura 15 - MAPA com manga de tamanho adulto [54].	29
Figura 16 - Esquema de funcionamento de um oxímetro [24].	31
Figura 17 - Absorção de hemoglobina oxigenada e não oxigenada a diferentes comprimentos de onda [57].	31
Figura 18 - Placa NodeMCU, legendada [61].	33
Figura 19 - Esquema sucinto da aquisição de sinais.	37
Figura 20 - Esquema sucinto do tratamento de dados.	38
Figura 21 - Esquema sucinto da transmissão <i>Wireless</i> .	38
Figura 22 - Lista de bibliotecas utilizadas.	39
Figura 23 - Diagrama explicativo dos diferentes blocos do circuito.	40
Figura 24 - Circuito conversor teórico do sensor de temperatura.	41
Figura 25 - Página <i>Web</i> desenvolvida.	45
Figura 26 - Circuito conversor com os valores reais utilizados.	46
Figura 27 - Curva de calibração do sensor de temperatura.	47

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Atualizações nas normas IEEE 802.11 (adaptado de [27], [29], [30])..	16
Tabela 2 - Quadro resumo das diferentes formas de comunicação sem fios.....	20
Tabela 3 - Frequências de amostragem dos sinais vitais em estudo.....	20
Tabela A. 1 - Projetos existentes ou em desenvolvimento sobre monitorização à distância [44].	59

Lista de Siglas e Abreviaturas

ADC	Conversor analógico – digital (do inglês, <i>Analog to Digital Converter</i>)
CGM	Centro de Genética Médica Jacinto de Magalhães
CHUPorto	Centro Hospitalar Universitário do Porto
CICA	Centro Integrado de Cirurgia de Ambulatório
CMIN	Centro Materno Infantil do Norte Albino Aroso
DCO	Dispositivo com Capacidades Otimizadas
DCR	Dispositivo com Capacidades Reduzidas
DMW	Dispositivos Médicos <i>Wearable</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiograma
FC	Frequência Cardíaca
FTP	<i>File Transfer Protocol</i>
HSA	Hospital de Santo António
IBP	Pressão Arterial Invasiva (do inglês, <i>Invasive Blood Pressure</i>)
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional, (do inglês, <i>International Electrotechnical Commission</i>)
IoT	Internet das Coisas (do inglês, <i>Internet of Things</i>)
IPQ	Instituto Português da Qualidade
ISEP	Instituto Superior de Engenharia do Porto
IV	Infravermelho(s)
MAPA	Medidor Ambulatório de Pressão Arterial
NIBP	Pressão Arterial Não Invasiva (do inglês, <i>Non Invasive Blood Pressure</i>)

NTC	Coeficiente de Temperatura Negativo (do inglês, <i>Negative Temperatura Coefficient</i>)
OIML	Organização Internacional de Metrologia Legal
PA	Pressão Arterial
PCB	<i>Printed Board Circuit</i>
RVT	Resistências Variáveis com Temperatura
SpO2	Oximetria de Pulso
TCP/IP	<i>Trasmission Control Protocol/ Internet Protocol</i>
UCI	Unidade(s) de Cuidados Intensivos

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

1. Introdução

O presente documento refere-se à unidade curricular de Tese/Dissertação, do ano letivo 2021/2022, incorporada no 2º ano de Mestrado em Engenharia Biomédica, no Instituto Superior de Engenharia do Porto (ISEP). Procura-se explicar o desenvolvimento de um sistema capaz de realizar a monitorização de sinais vitais recorrendo a tecnologia *wireless*, tendo como foco a sua aplicabilidade em ambiente hospitalar, mais concretamente em salas de cirurgia.

1.1. Engenharia na Saúde

Ao longo do tempo, tem-se verificado um desenvolvimento tecnológico considerável, do qual tem resultado melhorias nos cuidados e tratamentos de saúde. A engenharia acaba por ter um papel importante porque está fortemente associada aos equipamentos e técnicas utilizadas no quotidiano hospitalar.

Um exemplo claro é a Engenharia Biomédica, que consegue reunir conhecimentos de outras áreas e aplicá-los ao ambiente hospitalar. Um Engenheiro Biomédico poderá estar responsável por garantir que os equipamentos hospitalares cumpram as normas definidas pela legislação em vigor, bem como se cumprem as tolerâncias definidas nas referidas normas e/ou manuais dos equipamentos. Embora menos conhecido, é importante também que as infraestruturas hospitalares cumpram certos parâmetros de segurança, nomeadamente o isolamento elétrico em salas de bloco operatório, ou as paredes chumbadas em salas com equipamentos com radiação.

Ainda relacionado com os equipamentos, é comum verificarmos equipamentos médicos cada vez mais completos, seja por conseguirem fazer registos de mais sinais vitais, por exemplo, seja por virem adaptados para se realizarem interligações entre eles, garantindo que os dados registados estejam sempre associados ao mesmo paciente. Isto vem auxiliar o trabalho de médicos e enfermeiros porque não necessitam de tantos equipamentos para realizarem as mesmas ações, podendo um mesmo equipamento fazer leituras que antes só seriam possíveis com a interligação de mais equipamentos.

Uma outra área focada por parte dos Engenheiros Biomédicos é o desenvolvimento de novas técnicas de diagnóstico, desde criação de *softwares* de análise de imagens médicas, até o estudo de utilização das propriedades dos tecidos para se realizarem diagnósticos não invasivos.

Posto isto, está mais que claro que a engenharia acaba por ter um papel crucial no meio hospitalar, embora que muitas vezes seja posta de lado.

1.2. Equipamentos em Blocos Operatórios

Blocos operatórios são locais em que existe uma enorme responsabilidade pela vida e bem-estar do doente. Por isso, tudo o que possa dificultar a intervenção é visto como uma possibilidade de aprimoramento, nomeadamente a quantidade de fios que fazem ligação entre equipamentos e o doente, como sensores e traqueias de ventilação.

Durante uma cirurgia, o doente é monitorizado em diversos sinais vitais, tendo, por isso, diversos sensores a conectarem-se a um monitor de sinais vitais, monitor esse que normalmente se encontra alocado à estação de anestesia. Por sua vez, a estação de anestesia é a responsável por realizar a ventilação do doente, pelo que acrescenta ainda mais tubos, no caso traqueias, que podem ser obstáculo ao livre deslocamento dentro da sala de operações. Em certos casos, é usado, ainda, um equipamento de eletrocirurgia, ou eletrobisturi, o qual necessita de uma placa de referência colocada no doente, e de uma peça de mão que estará a realizar o corte, ou coagulação, no paciente.

Como se pode verificar na Figura 1, é um ambiente em que existem muitos obstáculos em torno do doente, pelo que formas de os reduzir são sempre vistas com agrado.



Figura 1 - Imagem de uma cirurgia típica [1].

1.3. Objetivos

Em conjunto com o Hospital de Santo António, surgiu a necessidade de se criar um sistema de monitorização sem fios, sendo que se tem como principais objetivos:

- Criar um dispositivo compacto que reúna vários sinais vitais;
- Enviar os sinais vitais para um monitor, usando tecnologia sem fios;
- Criar uma interface que vise organizar a informação do paciente;
- Melhorar a comodidade das equipas de intervenção cirúrgica.

1.4. Métodos

Para atingir os objetivos propostos, recorreu-se a ferramentas computacionais para tratamento de sinais, bem como com capacidade de enviar e receber sinais. Assim, utilizou-se a placa de controlo Arduino® bem como o respetivo *software* com o intuito da mesma controlar os módulos Bluetooth que comunicam entre si.

Para além disso, fez-se pesquisa bibliográfica com o intuito de compreender as características dos sinais a serem tratados, em particular a sua frequência, para garantir uma monitorização adequada. Para além disso, procurou-se compreender as soluções atualmente no mercado, seja de sistemas semelhantes, seja dos próprios sensores utilizados, dado que existem diversas marcas no mercado e, por consequência, diversas formas de ligação para cada sensor.

1.5. Centro Hospitalar Universitário do Porto (CHUPorto)

Como referido anteriormente, a ideia deste projeto surgiu da parceria entre o ISEP e o Hospital de Santo António (HSA), mais propriamente por intermédio do Prof. Doutor Joaquim Alves e a Dra. Maria Eduarda Amadeu. Contudo, é importante compreender mais um pouco sobre a instituição da qual faz parte o HSA. O Centro Hospitalar Universitário do Porto (CHU), cujo logotipo é possível observar na Figura 2, foi criado em 2007, após a junção do Hospital Geral de Santo António, com o Hospital Central Especializado de Crianças Maria Pia e com a Maternidade de Júlio Dinis. Mais tarde, outras unidades se foram juntando, sendo que, atualmente, é composto por quatro polos, sendo eles o HSA, o Centro Materno Infantil do Norte Albino Aroso (CMIN), o Centro

de Genética Médica Jacinto de Magalhães (CGM) e o Centro Integrado de Cirurgia de Ambulatório (CICA) [2].



Figura 2 - Logotipo CHUPorto [2].

O CHU procura fornecer cuidados de saúde humanizados, competitivos e de referência. Através de parcerias, como a que tem com o Instituto Ciências Biomédicas Abel Salazar (ICBAS), procura ter um papel crucial na valorização do ensino e na formação de novos profissionais de saúde, bem como também em diversas áreas de investigação na área da saúde [2], [3].

1.6. Organização do Relatório

Ao longo deste documento serão apresentados diversos Fundamentos Teóricos que foram importantes para o desenvolvimento do projeto, bem como o Estado da Arte atual. Será, ainda, explicado o processo de Desenvolvimento bem como os Resultados obtidos.

Inicialmente, serão explicados os diversos sinais vitais comumente monitorizados nos hospitais, bem como qual a informação que os mesmos nos poderão dar. Serão apresentadas diversas alternativas de comunicação sem fios para que se pudesse escolher a mais adequada à proposta. Todas essas tecnologias serão explicadas sucintamente, expondo-se os motivos para a escolha tomada.

Quanto ao Estado da Arte, será explicado o estado atual dos acessórios de monitorização, bem como de alguns projetos que utilizam tecnologia semelhante à aqui proposta. Será, também, explicada a placa de controlo utilizada.

Seguem-se o Desenvolvimento e os Resultados. Nestas secções será explicado todo o processo, bem como as opções tomadas ao longo destes últimos meses, para que se obtivessem estes Resultados que serão devidamente comentados e discutidos.

Por fim, serão deixadas algumas sugestões para futuros trabalhos relacionados, bem como sugestões de melhoria.

CAPÍTULO II – FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2. Fundamentos Teóricos

Para que seja possível administrar os melhores cuidados de saúde, é necessário, primeiramente, acompanhar o paciente, medindo-lhe certos sinais vitais que visam indicar o estado do indivíduo. Assim, ao longo deste tópico serão abordados os sinais mais comumente medidos, bem como alguns equipamentos utilizados no cotidiano pelos profissionais de saúde.

2.1. Sinais Vitais

Durante a monitorização de um doente hospitalizado, são medidos sinais vitais que permitem detetar antecipadamente algum problema que possa surgir durante a recuperação do doente. Denominam-se sinais vitais porque registam características do paciente que refletem o estado de saúde do mesmo, nomeadamente pressão arterial, temperatura, frequência cardíaca e movimentos respiratórios [4].

2.1.1. Temperatura Corporal

Todos os organismos têm uma temperatura característica, pelo que, controlando e verificando alterações na mesma, é possível verificar o estado de saúde do paciente. Um dos grandes avanços evolutivos prende-se com a capacidade do organismo regular a sua temperatura, não estando a mesma dependente do meio em que se encontra. Essa capacidade de regulação está associada com o hipotálamo, sendo o mesmo responsável por garantir que o organismo se mantém à sua temperatura ideal [5], [6].

Estudos mostram que, ao longo do dia, a temperatura corporal varia aproximadamente 0,5 °C, sendo que cada um de nós tem uma temperatura característica, variando esta entre os 36,1 °C e os 37,8 °C. Mantendo a temperatura à volta dos 37 °C, garante-se que as enzimas celulares funcionam no seu máximo de rendimento, uma vez que a sua atividade é dependente da temperatura em que se encontram [5], [7]. Um desvio de $\pm 3,5$ °C poderá resultar em consequências fisiológicas ou até mesmo a morte [8].

Existem diversas situações que podem fazer com que a temperatura do organismo se altere, sendo responsabilidade do hipotálamo executar medidas que visem contrariar as variações do meio. Em situações com temperatura inferior, é comum o corpo tomar medidas que visem manter a temperatura dos órgãos críticos, tal como é visível na Figura 3.a, sendo que essas medidas passam pela vasoconstrição, criação de uma camada de

gordura na pele, bem como ereção dos pelos, isolando, assim, o organismo do meio. Em situações de aumento de temperatura, como está presente na Figura 3.b, o organismo combate esse aumento recorrendo, por exemplo, à vasodilatação e à transpiração [5], [7].

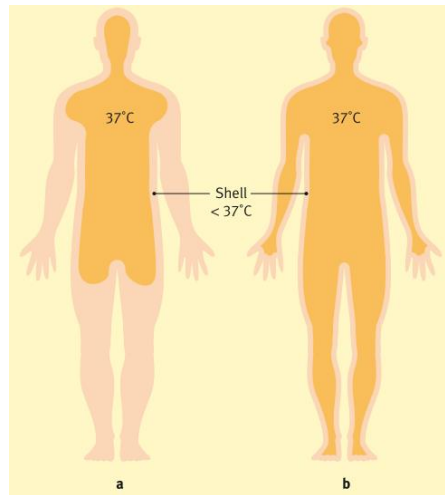


Figura 3 - Regulação de temperatura no organismo (adaptado de [5]).

Tudo o que requeira consumo de energia por parte do nosso corpo acaba por resultar em aumento da temperatura, como o metabolismo básico, esforço muscular e até mesmo atividade enzimática e hormonal. Assim, estas medidas são usadas como medida de combate às baixas temperaturas [5].

Contudo, a regulação da temperatura é também uma arma de combate contra agentes externos, dado que um desvio da temperatura normal pode significar que o organismo se encontra doente. Um exemplo bem conhecido é a febre, caracterizada por um aumento da temperatura do organismo. Para além de servir como uma forma de diagnóstico, a febre pode ser terapêutica, dado que possibilita uma melhor resposta do sistema imunológico, para além de que muitos vírus são inibidos em gamas de temperatura superiores aos 37 °C [8].

Dada a sua elevada importância, seja para o ótimo funcionamento do organismo, seja como medida de defesa, é importante monitorizar este parâmetro durante a realização de intervenções cirúrgicas. Após ser administrada a anestesia no paciente, o mesmo não é capaz de regular a sua temperatura de forma tão eficaz, sofrendo um decréscimo de temperatura, tal como está patente na Figura 4. Esse decréscimo ocorre em três fases [7].

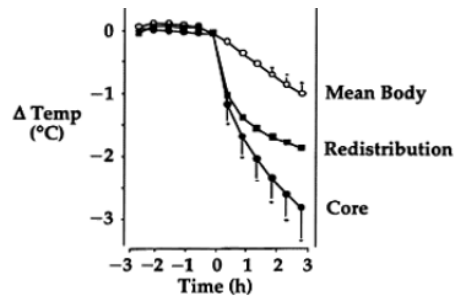


Figura 4 - Decréscimo de temperatura após anestesia [7].

Na primeira fase, que dura aproximadamente 30 minutos, existe uma perda acentuada, resultante da vasodilatação provocada pelos gases anestésicos, fazendo com que a temperatura fique homogênea desde os órgãos internos até à pele, onde se perde calor, maioritariamente, por radiação. Na segunda fase, a diminuição da temperatura é inferior, mantendo-se ainda uma perda superior à produção de calor pelo organismo. Por fim, na terceira e última fase, não existem praticamente perdas, dado que o calor produzido pelo organismo compensa o calor perdido, mantendo-se a homeostasia [7].

A monitorização da temperatura após a intervenção poderá ajudar a compreender a capacidade de recuperação do indivíduo, bem como a possibilidade de existência de algum problema resultante da cirurgia.

2.1.2. Eletrocardiograma

O eletrocardiograma (ECG) é o sinal resultante da recolha dos impulsos elétricos gerados pelo coração aquando da sua contração. Pode ser registado recorrendo a métodos invasivos e não invasivos, sendo, neste último, registado recorrendo à colocação de eléctrodos no paciente de forma previamente definida [9]. O sinal ECG tem diversos componentes, representados na Figura 5, cada um deles resultantes de diferentes momentos da contração cardíaca.

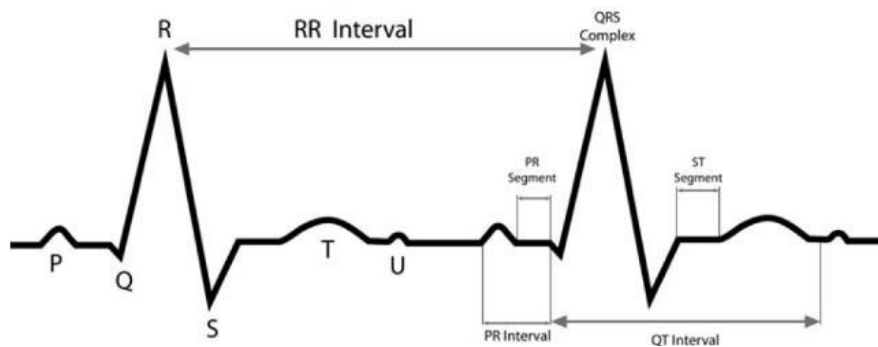


Figura 5 - Sinal característico de ECG, com os elementos identificados [10].

Assim, o sinal ECG caracteriza-se por ter ondas, intervalos e segmentos, bem como uma linha isométrica, representando a ausência de atividade elétrica [10].

A onda P, representa a despolarização atrial, e apresenta deflexão positiva. Após o segmento PQ, surge o complexo QRS, que representa a despolarização ventricular. Tem uma deflexão positiva muito mais acentuada que a da onda P, devido à contração do músculo ventricular, que é um músculo de maiores dimensões quando comparado ao músculo atrial. A deflexão seguinte é a onda T, que representa a repolarização ventricular. A repolarização atrial ocorre simultaneamente com a despolarização ventricular, pelo que passa despercebida dada a maior amplitude do complexo QRS [11]. Todos estes componentes podem ser observados na Figura 6, na qual temos a representatividade da eletrofisiologia do coração.

Em alguns casos surge, a seguir à onda T, uma outra deflexão, normalmente positiva, denominada de onda U. Esta é a deflexão menos conhecida, mas sugere-se que o seu aparecimento resulte de potenciais tardios, resultantes do *feedback* mecânico-elétrico [10].

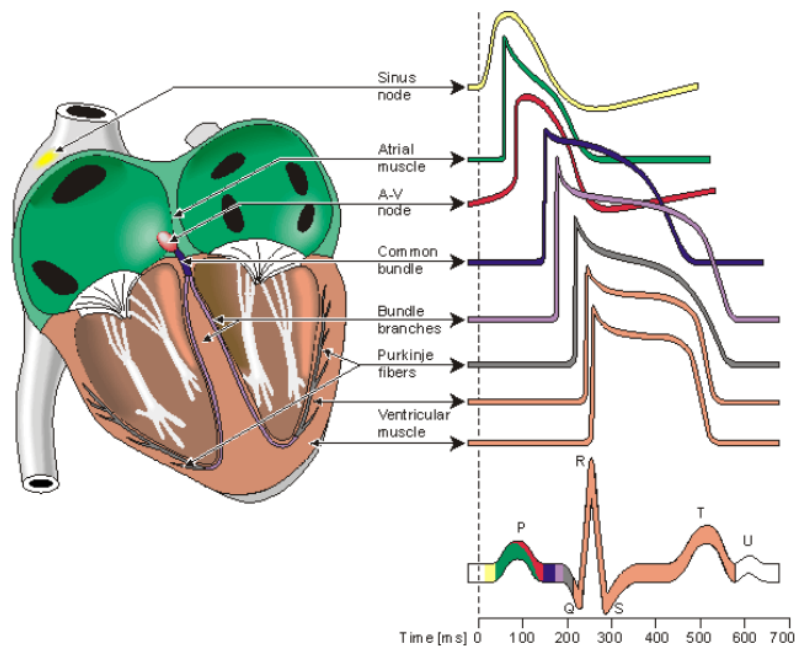


Figura 6 - Eletrofisiologia do coração [12].

Dada a informação que se pode recolher de um ECG, bem como da frequência cardíaca (FC), este é dos sinais mais importantes de se monitorizar, permitindo que diversas doenças sejam detetadas por alterações no sinal registado, bem como

acompanhar o desenrolar do estado de saúde de um paciente durante uma intervenção cirúrgica.

2.1.3. Pressão Arterial

A pressão arterial (PA) indica informação relativamente às pressões sistólica e diastólica, podendo funcionar como método de diagnóstico de doenças relacionadas com o sistema cardiovascular [13]. Existem métodos invasivos (do inglês, IBP) e não invasivos (do inglês, NIBP), sendo estes últimos mais utilizados. Os invasivos são escolhidos quando se necessita de uma monitorização mais confiável e de registar valores batimento a batimento [14].

Tendo em conta os dados recolhidos pela monitorização da PA, podemos classificar o indivíduo como hipertenso ou hipotenso. Em ambas as situações, poderão surgir problemas para os restantes órgãos, como coração, cérebro e rins [15].

Hipertensão, como o nome sugere, é quando o indivíduo apresenta uma NIBP superior ao valor de referência, sistólica ronda os 140 mmHg e diastólica os 90 mmHg. Em países desenvolvidos, a incidência desta condição atinge os 90%, pelo que é importante que seja controlada desde cedo, sobretudo quando associada com outros fatores, como envelhecimento [16], obesidade [17] e diabetes [18]. Na Figura 7 é possível observar a evolução da PA com o envelhecimento populacional, em duas populações tribais brasileiras [19].

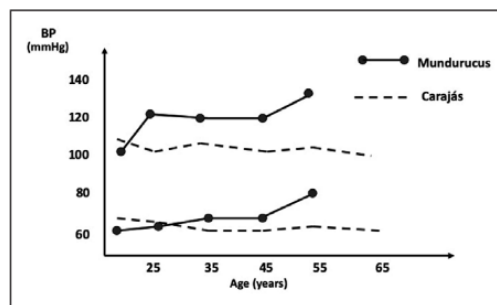


Figura 7 - Evolução da pressão arterial, com o envelhecimento [19].

Atualmente, a principal forma de controlo para indivíduos hipertensos passa pela medicação, sendo que, em certos casos, é necessária a complementaridade de mais do que um fármaco. Contudo, existem métodos preventivos e que podem auxiliar no seu tratamento, tal como é possível observar na Figura 8 [16].

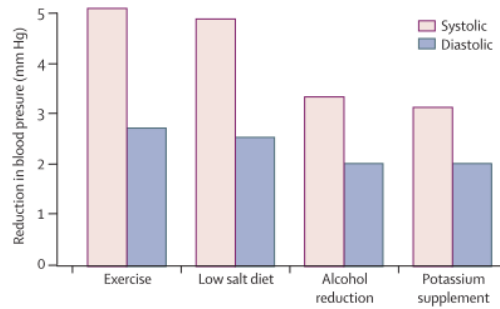


Figura 8 - Formas de redução da pressão arterial [16].

Por sua vez, a hipotensão ortostática caracteriza-se pela diminuição da NIBP sistólica em até 20 mmHg ou da diastólica em até 10 mmHg. Para se realizar esta verificação, tem-se em conta a pressão registada com o doente em pé durante três minutos e a pressão registada com o indivíduo em posição de repouso. Indivíduos com esta condição poderão ser sintomáticos ou assintomáticos, sendo que os sintomáticos apresentam decréscimos muito mais significativos. Algumas das suas causas passam pela desidratação, perda de sangue, algumas desordens neurológicas ou até mesmo sendo efeitos secundários de alguns fármacos [20], [21].

Como seria de esperar, a PA é um dos sinais vitais monitorizados durante uma cirurgia. Ainda que nos indivíduos adultos os valores ditos normais sejam relativamente bem conhecidos, no caso das crianças existem muitas opiniões diferentes. Assim, de Graaff *et al.*, reuniram, em 2016, alguns valores de pressões registadas em crianças durante a anestesia, verificando que a NIBP sistólica varia de 48 mmHg nos recém-nascidos, até 100 mmHg em indivíduos com 18 anos; enquanto que a diastólica varia de 33 mmHg até 66 mmHg, respetivamente [22].

2.1.4. Oxigenação do Sangue

Os animais necessitam de oxigénio para sobreviver, tendo diversas formas de o obter, seja através de inalação de oxigénio a partir da atmosfera, seja por absorção cutânea, ou até mesmo por filtragem da água, como é o caso dos peixes. No caso dos humanos, alguns minutos sem oxigénio podem levar à morte [23]. Assim, é importante que se controlem os níveis de oxigénio para que se consiga garantir o bem-estar do indivíduo.

O oxigénio pode encontrar-se no sangue de duas formas distintas: dissolvido ou ligado à hemoglobina funcional responsável pelo seu transporte. Assim, a hemoglobina pode ser classificada como oxihemoglobina, quando contém oxigénio conectado, ou por

desoxihemoglobina, hemoglobina reduzida que não apresenta oxigénio ligado. Existe, ainda, hemoglobina não funcional que transporta outros elementos, como monóxido de carbono, no caso da carboxihemoglobina; ou iões de ferro, no caso da metemoglobina [24].

Existem muitas formas distintas de se determinar os níveis de oxigénio no sangue, sendo que o mais comum é o método da oximetria de pulso (SpO₂), dado que se trata de um método não invasivo e com bastante fiabilidade [25]. A oximetria de pulso é usada nas mais diversas áreas de cuidados médicos, desde cuidados ambulatoriais até cuidados intensivos, ou até mesmo durante cirurgia, com o intuito de se detetar, antecipadamente, hipoxemia, ou seja, a diminuição da quantidade de oxigénio no sangue. Para além disso, é comum utilizar-se a oximetria de pulso como forma de diagnóstico de algumas patologias cardiopulmonares [23], [24].

2.2. Comunicação sem fios

Com o avanço tecnológico tem-se verificando uma tendência em que todos os dispositivos comunicam entre si, denominando-se Internet das Coisas, IoT (do inglês *Internet of Things*). Assim, várias formas de comunicar têm vindo a ser estudadas, tendo cada uma delas os seus prós e os seus contras [26]. Os protocolos mais comuns são os associados às ondas rádio, destacando-se o Wi-Fi, o Bluetooth e o ZigBee.

2.2.1. Wi-Fi

A comunicação através de tecnologia Wi-Fi (diminutivo para *Wireless Fidelity*), é feita através de ondas rádio, com transmissão a ocorrer nas bandas de 2,4 GHz, atingindo um alcance que pode variar entre os 10 e os 100 metros, aproximadamente. Permite que sejam enviados dados com até 32-bits [27], [28].

Quando existe uma ligação Wi-Fi, é feito um *scan* para que sejam descobertas quais as redes disponíveis para que seja feita a conexão, sendo, depois, selecionada uma dessas opções. Por questões de segurança, é feita uma autenticação para que se possa utilizar a rede selecionada. Ainda que conectadas, as máquinas poderão continuar a procurar outras redes para novas conexões, podendo, por exemplo, trocarem para redes com melhor intensidade de sinal [27].

Ao longo dos tempos, a família da norma IEEE 802.11 foi crescendo, desde melhorias na velocidade de transmissão até a implementação de novas bandas. Recentemente, e face ao elevado crescimento da procura por bandas não licenciadas, foi

necessário o desenvolvimento da banda 6 GHz [29]. Com o surgimento de imagem em qualidade 4K e 8K, tem sido desenvolvida a banda de 7 GHz para que seja possível enviar ficheiros com tal tamanho [30], [31]. Na Tabela 1, estão apresentadas algumas das atualizações sofridas ao longo do tempo.

Tabela 1 - Atualizações nas normas IEEE 802.11 (adaptado de [27], [29], [30]).

Norma	Descrição	Status
IEEE 802.11	WLAN; aumento para 2 Mb/s; 2,4 GHz	Aprovado 1997
IEEE 802.11a	WLAN; aumento para 54 Mb/s; 5 GHz	Aprovado 1999
IEEE 802.11b	WLAN; aumento para 11 Mb/s; 2,4 GHz	Aprovado 1999
IEEE 802.11g	WLAN; aumento para 54 Mb/s; 2,4 GHz	Aprovado 2003
IEEE 802.11f	IAPP (<i>Inter-AP Protocol</i>)	Aprovado 2003
IEEE 802.11h	Uso da banda 5 GHz na Europa	Aprovado 2003
IEEE 802.11i	Novas normas de encriptação	Aprovado 2004
IEEE 802.11ax	Uso da banda 6 GHz	Aprovado 2019
IEEE 802.11be	Uso da banda 7 GHz	Em desenvolvimento

Normalmente usada como substituta dos cabos em conexões, para que a comunicação Wi-Fi ocorra, é necessária a existência de protocolos TCP/IP (do inglês *Transmission Control Protocol/ Internet Protocol*), bem como protocolos FTP (do inglês, *File Transfer Protocol*) [32]. O grupo de protocolos TCP/IP permite que exista comunicação de diversas máquinas com diversas redes, destacando-se o acesso à Internet. Dado que todas as máquinas utilizam o mesmo protocolo, a barreira linguística é ultrapassada, permitindo que qualquer computador se conecte com outro computador em qualquer parte do globo [32].

O grupo de protocolos FTP foram introduzidos, inicialmente, nos finais da década de 1970, sendo usados atualmente por grande parte dos *Web Browsers*. Contudo, este protocolo apenas permite que se faça a comunicação entre servidores e clientes FTP, tanto para carregar como para descarregar ficheiros. Um servidor FTP executa *software* utilizado para troca de ficheiros, estando sempre pronto para dar continuidade a um

pedido do cliente FTP, que se caracteriza por ser um computador que solicita a ligação e a troca de ficheiros [32], [33].

2.2.2. Bluetooth

O termo Bluetooth refere-se a uma forma de comunicação sem fios, utilizando ondas rádio, de curto alcance e de baixo custo. Com uma banda de funcionamento a rondar os 2,5 GHz, é comum verificarmos esta tecnologia em computadores, telemóveis e, mais recentemente, em sistemas *Smart Home*. Dada a sua tecnologia baseada em ondas rádio, apresenta um alcance a rondar os 10 m, podendo atingir frequências de transmissão entre o 1 Mb/s e os 2 Mb/s, enviando dados com até 16-bits [27], [34].

Os dispositivos Bluetooth, quando em funcionamento, podem ser classificados como *master* ou como *slave*. A interligação entre vários *slaves* e um *master* denomina-se *piconet* e está esquematizada na Figura 9.A. O papel desempenhado por ambos os dispositivos Bluetooth pode ser trocado mediante necessidades do utilizador, ou quando um dos dispositivos está a fazer a ligação entre duas *piconets*, formando-se a denominada *scatternet*, esquematizada na Figura 9.B [27], [34].

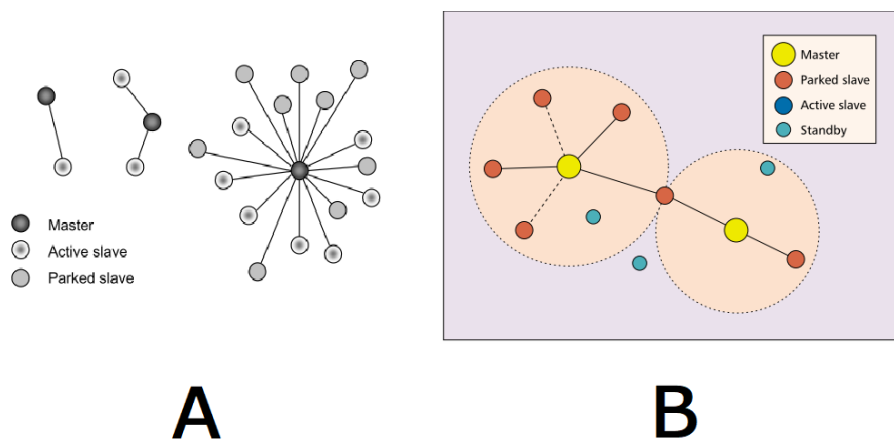


Figura 9 - Exemplo de *piconet* (A) e de *scatternet* (B) (adaptado de [27], [34]).

Quando um dispositivo Bluetooth é ligado, procura funcionar como *slave* de um dispositivo *master* já ligado, iniciando-se o processo de conexão. Neste processo, o *slave* indica qual o seu *address*, permitindo que o *master* faça pedidos de conexão, que, quando concluída, permite que os dois dispositivos funcionem na mesma frequência, sendo única para cada *piconet* e decidida pelo dispositivo *master*. Uma vez concluída a conexão, os dispositivos têm capacidade para mais tarde se conectarem de forma mais rápida e comunicarem [27].

Uma das grandes vantagens da comunicação Bluetooth, é a capacidade de esta permitir que sejam estabelecidos canais de dados e/ou de voz. Esta solução, aliada à sua capacidade de descobrir novas possíveis conexões, e ao seu baixo consumo, faz com que o Bluetooth seja das ferramentas mais usadas em tecnologias móveis [34], [35].

2.2.3. ZigBee

Criado com o intuito de trazer mais segurança nas comunicações sem fio, o ZigBee caracteriza-se também por ser bastante económico e por ser bastante intuitivo aquando da sua programação [26]. Os dispositivos ZigBee funcionam a baixo consumo e utilizam ondas rádio em três gamas distintas: 868 MHz, 915 MHz e 2,4 GHz, tendo um alcance entre os 10 e os 75 metros. Conseguem transmitir informação a cerca de 250 kb/s, com dados a poderem chegar aos 16-bits [36], [37]

O dispositivo ZigBee pode ser classificado de duas formas distintas conforme o seu método de funcionamento. Assim, podemos ter um dispositivo com as suas capacidades otimizadas (DCO) ou um dispositivo com capacidades reduzidas (DCR). O primeiro caso possibilita comunicação tanto com dispositivos DCO como com DCR, enquanto os dispositivos DCR só comunicam com dispositivos DCO [36].

Dispositivos DCR são utilizados em aplicações mais simples, não necessitando de fazer transmissão de muitos dados e, por isso, são os dispositivos com menor consumo energético. Por sua vez, os DCO, quando ligados, criam a sua própria rede, transformando-se no coordenador PAN (coordenador central e único). Para garantir que todas as redes funcionam de forma independente, o dispositivo escolhe um identificador PAN diferente dos existentes em redes que estejam ao seu alcance e, só depois de achar o identificador, é que outros dispositivos se podem conectar [36].

As conexões ZigBee, representadas na Figura 10, podem ser classificadas de três formas distintas, mediante as relações que os dispositivos têm entre si. O primeiro exemplo, e mais simples, trata-se do modelo em Estrela no qual um dispositivo coordenador recebe informação de outros dispositivos. É adotado o método *master/slave* através do qual o coordenador, do tipo DCO, recebe dados dos *slaves* que podem ser DCR ou DCO, sendo que estes últimos só conseguem comunicar com o coordenador e não entre si. [37], [38].

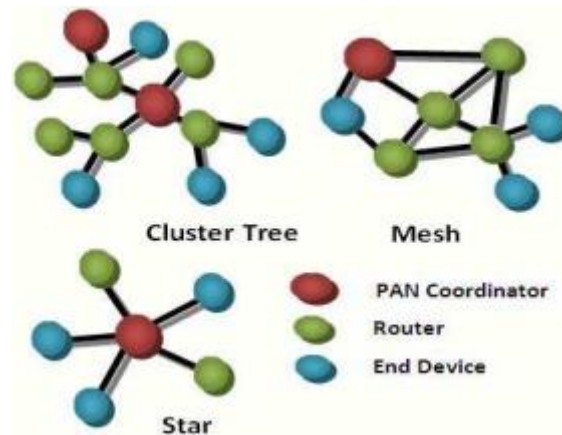


Figura 10 - Tipos de conexões ZigBee [38].

Por sua vez, a conexão em Árvore é bastante semelhante à conexão em Estrela. A principal diferença prende-se com a possibilidade de outros elementos se puderem conectar entre si, garantindo que DCO/DCR se conectem a DCO não-coordenadores. Dada a possibilidade de mais conexões, o crescimento deste tipo de rede torna-se mais fácil [38].

Por fim, a conexão em Malha é a mais complexa de todas, mas também a mais robusta e segura. Nesta, todos os nós podem comunicar entre si, desde que estejam dentro do alcance, tornando-se vantajosa comparativamente ao Wi-Fi e ao Bluetooth, por exemplo [38].

2.3.Módulo de comunicação a utilizar

Tendo em conta as três formas de comunicação sem fios apresentadas, é importante organizar algumas informações que visem auxiliar na escolha de qual método utilizar no desenvolvimento do projeto aqui apresentado. Assim, na Tabela 2 está apresentado a banda de frequências, a velocidade de transmissão, o tamanho dos dados e o alcance de cada um dos protocolos apresentados.

Tendo em conta a informação recolhida, é necessário perceber, também, as frequências de amostragem que os sinais vitais em estudo costumam apresentar. Assim, foram recolhidos diversos projetos que utilizam esses sinais seja para tratamento, seja para envio para outros equipamentos. Na Tabela 3 estão apresentadas as frequências de amostragem utilizadas nos respetivos projetos, pelo que se irá utilizar esses valores como referência para a escolha da tecnologia *wireless* a utilizar. Para além disso, a determinação da capacidade de processamento da placa de controlo também utilizará esta informação.

Tabela 2 - Quadro resumo das diferentes formas de comunicação sem fios.

Método de Comunicação	Banda de Frequências	Velocidade de Transmissão	Tamanho dos Dados	Alcance
Wi-Fi	6 GHz	54 Mb/s	32-bit	10 a 100 m
Bluetooth	2,5 GHz	1-2 Mb/s	16-bit	10 m
ZigBee	868/ 915 MHz e 2,4 GHz	250 Kb/s	16-bit	10 a 75 m

Tabela 3 - Frequências de amostragem dos sinais vitais em estudo.

Sinal Vital	Frequência de Amostragem
Temperatura Corporal	1 Hz [39]
Eletrocardiograma	200 – 2000 Hz [40]
Pressão Arterial	100 Hz [41]
Oxigenação do Sangue	125 Hz [42]

Tendo em conta a informação apresentada nas Tabela 2 e 3, o protocolo sem fios desejado é o Wi-Fi dado ser o que apresenta maior velocidade de transmissão, bem como possibilitar enviar mais dados simultaneamente. A capacidade de transmissão acaba por ser o critério mais impactante na decisão dado que se pretende enviar os dados com uma frequência de amostragem relativamente alta, como é o caso do ECG. Ainda que o estudo em causa mostre que os melhores resultados para um sinal ECG sejam obtidos para os 2000 Hz, será considerada a frequência de amostragem de 500 Hz, dado o mesmo estudo mostra que esse valor apresenta bons resultados [40]. Ao se utilizar uma frequência mais baixa, facilita no processo de escolha da placa de controlo a utilizar, uma vez que será requerido menor capacidade de processamento.

CAPÍTULO III - ESTADO DA ARTE

3. Estado da Arte

O avanço tecnológico tem vindo a tornar o processo de monitorização de sinais vitais cada vez mais fácil e cómodo, destacando-se a cada vez mais eficaz tecnologia dos *SmartWatches* e *SmartBands*. Contudo, ao longos dos anos, foram várias as evoluções que se foram verificando, seja em métodos, seja em tecnologia dos sensores utilizados.

3.1. Monitorização sem fios

Desde cedo que se tem desejado arranjar formas de criar sistemas capazes de monitorizar um indivíduo sem que o mesmo tenha de se deslocar a unidades prestadoras de cuidados de saúde, como centros de saúde e/ou hospitais. Assim, surgiu o termo Telemedicina, referindo-se à prestação de serviços de saúde à distância, utilizando vários meios e formas de comunicação para atingir esse fim. Para atingir o sucesso, a base da telemedicina passa pela utilização das tecnologias associadas a comunicações sem fios e monitores de elevada resolução [43].

N. Shivakumar e M. Sasikala desenvolveram um projeto que procurava utilizar o *smartphone* para controlar e monitorizar ECG, frequência cardíaca (FC) e frequência respiratória de um indivíduo. Os autores utilizaram o protocolo Bluetooth para realizarem a comunicação entre os sensores e o *smartphone*, bem como Wi-Fi para fazerem chegar os dados ao servidor do hospital [43].

Dada a elevada e constante atualização em sistemas de telemedicina, R. Khan e A. Pathan reuniram diversos projetos de controlo de sinais vitais à distância, apresentando dados sobre os sinais registados, forma de comunicação, programação associada, protocolos de segurança e eficiência energética [44]. Na Tabela A. 1, presente na secção Anexos, está apresentado um quadro que junta informação de alguns projetos.

3.1.1. Dispositivos Médicos *Wearable*

Um dos grandes avanços no que à monitorização diz respeito, tem sido o desenvolvimento de dispositivos médicos *wearable* (DMW). Têm sido de grande ajuda, uma vez que permitem que cuidados ambulatoriais sejam realizados com a menor interferência na atividade quotidiana do doente [45].

Uma das principais dificuldades tem sido o contacto entre a pele e os sensores, dado que sensores rígidos causam desconforto, bem como o erro de leitura associado ao

mau contacto provocado pelo suor. Para além disso, sensores menos maleáveis podem apresentar interferências nas leituras devido ao movimento do indivíduo. Além disso, a maior parte dos sensores que existem atualmente são de baixa precisão, de elevado consumo e focam-se na monitorização de sinais como ECG, eletroencefalogramas (EEG) e eletromiogramas (EMG) [46].

Apesar destas limitações, esta tecnologia tem sido vista com um elevado potencial, tanto que em 2019, sofreu um crescimento económico de quase 15 mil milhões de dólares [45]. Para além disso, tem-se vindo a verificar uma evolução considerável em estudos com DMW, tal como é possível verificar na Figura 11.

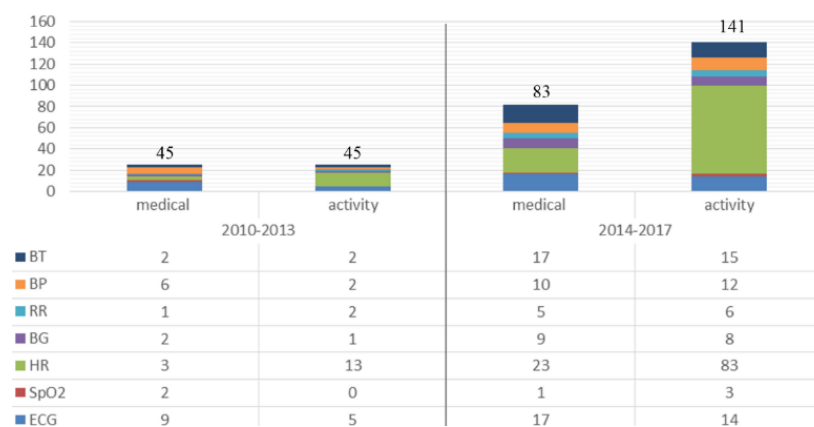


Figura 11 - Evolução de estudos com dispositivos médicos *wearable* [45].

Destaca-se a procura por dispositivos capazes de analisarem sinais vitais específicos, sendo os apresentados: BT - Temperatura Corporal; BP - Pressão Arterial; RR - Frequência Respiratória; BG - Glucose no sangue; HR - Ritmo cardíaco; SpO2 - Oxigenação do sangue e ECG [45].

Regra geral, todos os DMW apresentam uma arquitetura base muito semelhante, dividida em quatro partes, tal como se pode ver na Figura 12. A primeira parte compreende toda a rede de sensores que contactam com o corpo (A), a unidade portátil / *Data Logger*, que reúne toda a eletrónica associada ao dispositivo (B), um módulo offline de análise de dados (C), e, por fim, um sistema que permite visualizar os sinais em tempo real (D) [45].

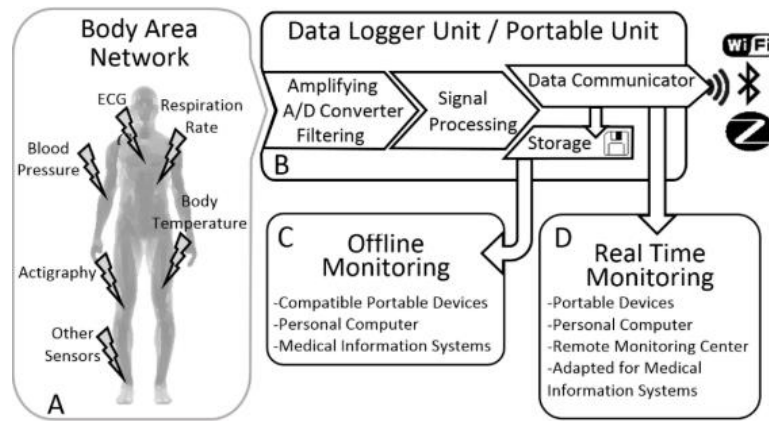


Figura 12 - Arquitetura base de um dispositivo médico *wearable* [45].

3.2.Sensores

Os sinais vitais mais comumente registrados já foram mencionados. Contudo, existem muitos sensores e muitos métodos de registo desses sinais, pelo que é importante compreendê-los para que se possa desenvolver um sistema mais completo.

3.2.1. Sensor de Temperatura

Ao longo dos tempos, foram desenvolvidos diversos métodos para monitorização da temperatura de diversos meios. Alguns dos métodos mais comuns passam pela utilização de termopares, termístores e resistências variáveis com temperatura (RVT).

Termopares trata-se da junção de dois metais que geram uma diferença de potencial mediante a temperatura em que se encontram, podendo ser usados para gerar eletricidade a partir do calor. A principal limitação prende-se com a precisão dado que temperaturas inferiores a 1 kelvin (K) poderão ser difíceis de determinar [47].

Por sua vez, termístores é um tipo de resistência que varia de acordo com a temperatura. Contudo, diferem das resistências variáveis porque são constituídos normalmente por polímero cerâmicos, enquanto as RVT são puramente metálicas [47]. Alguns termístores apresentam variação de direta com o aumento de temperatura, enquanto outros apresentam relação inversa, pelo que a sua resistência diminui com o aumento da temperatura, denominados, então de termístores de Coeficiente de Temperatura Negativos (NTC, do inglês *Negative Temperatura Coefficient*). Este tipo de sensor é fortemente utilizado em aplicações médicas, dado que apresenta elevada precisão numa gama de temperaturas mais específica [48].

Ao longo dos tempos, foram muitas as equações de calibração que se procuraram utilizar, destacando-se a denominada Equação Básica (Equação 1), na qual R_t é a resistência à temperatura t (°C), R_0 é a resistência à temperatura nominal de funcionamento t_0 (normalmente 25 °C) e, por fim, B representa o coeficiente [48].

$$R_t = R_0 \exp\left(B\left(\frac{1}{t} - \frac{1}{t_0}\right)\right) \quad (1)$$

Por fim, as RVT, partem da propriedade que alguns metais têm de aumentar a sua resistência elétrica com o aumento da temperatura, sendo que os metais mais comuns são cobre, níquel e platina. Devido ao seu elevado alcance, possibilitando medir temperaturas de -200 °C e 800 °C, a platina é o metal mais comumente escolhido, sobretudo sobre a forma de PT1000, apresentando uma resistência elétrica de 1000 Ω aos 0 °C [47].

A relação entre resistência elétrica e temperatura das RVT de platina é dada pela Equação 2, onde R_t representa a resistência à temperatura t (°C); R_0 é a resistência a 0 °C, α é o coeficiente de temperatura (que segundo as normas IEC 60751 e ASTM E-1137 é de 0,00385 $\Omega/^\circ\text{C}$) e, por fim, Δt representa a diferença de temperaturas [47].

$$R_t = R_0 (1 + \alpha \Delta t) \quad (2)$$

Com o intuito de normalizar os processos relativamente aos termómetros clínicos, o Instituto Português da Qualidade (IPQ) resolveu criar, em 2016, um documento que reunisse as melhores práticas a se ter com termómetros clínicos [49].

Segundo o IPQ, os termómetros clínicos podem ser classificados como termómetros de dilatação de líquido em vidro; termómetros digitais axilares, retais e orais; termómetros auriculares de infravermelhos (IV); termómetros descartáveis de mudança de fase; e termómetros termocrómicos. Os termómetros de dilatação de líquido, apresentam um líquido armazenado que se dilata ou contrai mediante as alterações de temperatura, tendo uma escala que permite ler o nível do líquido e a temperatura correspondente. Por sua vez, os termómetros digitais contêm termístores, apresentando o valor da temperatura mediante a resposta do termístor. Os termómetros IV, medem a radiação térmica da membrana timpânica ou da superfície da pele na têmpora, utilizando um detetor de radiação, gerando um sinal elétrico. Já os termómetros descartáveis, apresentam uma matriz de pontos com elementos químicos inertes que, com a alteração da temperatura, mudam de cor. O último ponto a mudar, indica a temperatura corporal. Por fim, termómetros termocrómicos, que apresentam cristais líquidos que alteram a sua cor mediante a temperatura a que estão sujeitos [49].

No documento, referem que todos os termómetros devem respeitar a norma europeia EN 12470, sendo que a mesma se encontra dividida em 5 partes, uma para cada tipologia de termómetro, destacando-se as normas EN 12470-3 para termómetros digitais e EN 12470-5 para termómetros IV. No mesmo documento, refere-se que, para além da norma mencionada, os equipamentos devem respeitar a norma IEC 60601, norma essa que visa garantir a segurança elétrica do equipamento [49].

Para além do referido, o documento abriga ainda boas práticas de manutenção, como processo de limpeza e desinfeção, indicando, ainda, os erros máximos admissíveis [49].

3.2.2. Eléctrodos de ECG

Tendo em conta a derivação que se deseja observar, o monitor regista as diferenças de potencial registadas entre dois eléctrodos, sendo que os eléctrodos escolhidos dependerão da derivação desejada. Na Figura 13 é possível observar a posição dos eléctrodos, bem como as derivações associadas [50].

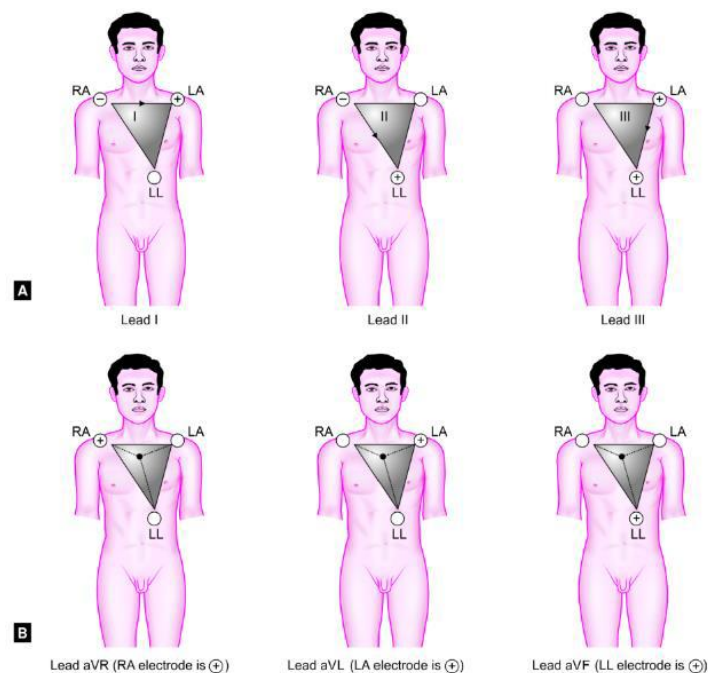


Figura 13 - Posição relativa dos eléctrodos num paciente [50].

Na Figura 13.A é possível verificar a posição relativa dos eléctrodos de membros Bipolares, que gravam a diferença de potencial de dois pontos, representados com (+) e (-). A seta assinalada indica a direção do fluxo de corrente entre os dois eléctrodos. Na Figura 13.B é possível observar a localização dos *leads* de membros Unipolares, que

utilizam apenas um eléctrodo para gravar a atividade eléctrica gerada pelo coração, colocado no ponto (+). O eléctrodo usado tem carga positiva relativamente ao centro negativo criado eletricamente no eletrocardiógrafo, originando, assim, a diferença de potencial detetada que será registada [50].

3.2.3. Pressão Arterial Não Invasiva

Ao longo dos tempos, as técnicas médicas foram evoluindo, permitindo que novos tratamentos fossem surgindo. Assim, também a monitorização da pressão arterial tem vindo a evoluir, sendo desenvolvidos novos métodos para a sua determinação.

As técnicas usadas podem ser agrupadas tendo em conta a frequência com que permitem obter-se valores, ou seja, podemos ter técnicas para medições contínuas ou técnicas para medições intermitentes, tal como se pode verificar na Figura 14. Dentro destes grupos, é possível ainda distinguir métodos manuais de métodos automáticos [15].

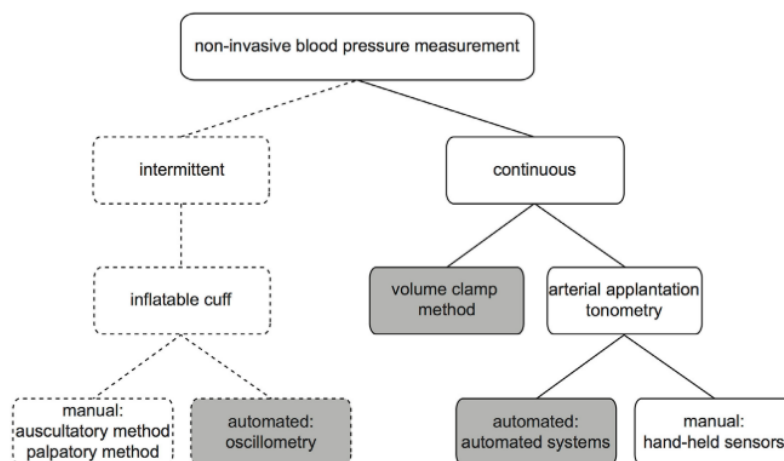


Figura 14 – Classificação das técnicas de monitorização de NIBP [15].

Dentro dos métodos intermitentes temos técnicas que recorrem à inflação de uma manga, sendo que a forma de determinar a pressão arterial varia. Existem métodos manuais nos quais o prestador de cuidados de saúde (enfermeiros e/ou médicos) utilizam um estetoscópio e baseiam-se nos sons que as artérias emitem para determinar a pressão, sendo este denominado de método auscultatório. Outro método manual intermitente é o método palpatório, no qual se determina o pulso palpável quando a manga atinge uma pressão igual à pressão sistólica [15], [51].

Para métodos intermitentes, os métodos automáticos são baseados em processos auscultatório e oscilatório. O primeiro caso é menos comum, dada a necessidade de se

utilizarem microfones externos que têm de ser colocados de forma precisa, dificultando a sua utilização. Assim, surge o método oscilatório como principal método usado [52].

O método oscilatório inicia-se pela insuflação da manga até uma pressão previamente estabelecida, sendo que a mesma vai diminuindo gradualmente. Essa diminuição provoca uma oscilação na artéria, sendo detetadas pelo equipamento. Associado ao equipamento, existe um microcontrolador que permite determinar a pressão sistólica e diastólica. Com este método, é possível obter a frequência cardíaca, estando a mesma relacionada com o número de oscilações [15], [51], [52].

Apesar de fortemente usada, existem ainda algumas dificuldades associadas à utilização deste método. Algumas dessas dificuldades são fisiológicas, dado que por diversas razões, o indivíduo poderá apresentar uma pressão arterial baixa e que não seja detetada pelo equipamento. Para além disso, a não utilização de mangas com o tamanho adequado poderá resultar em valores errados. Por fim, movimentos do doente durante a medição, poderão provocar oscilações indesejadas, comprometendo os resultados obtidos [53].

Ainda assim, os avanços tecnológicos têm permitido o desenvolvimento de equipamentos que permitem controlar a pressão arterial de forma eficaz e, sobretudo, cómoda para o doente. Exemplo dessa evolução são equipamentos de cuidados ambulatoriais, de dimensões e ruídos reduzidos, permitindo que até durante o sono seja possível fazer medições. Na Figura 15, temos um exemplo de um Medidor Ambulatorio de Pressão Arterial (MAPA), fortemente usado em diagnósticos e acompanhamento de doentes cardiorrespiratórios.



Figura 15 - MAPA com manga de tamanho adulto [54].

Tal como nos termómetros, o IPQ publicou um Guia de Boas Práticas para os esfigmomanómetros, equipamentos que medem PA. No desenvolvimento do documento, o IPQ utilizou normas desenvolvidas por entidades internacionais, nomeadamente a

Organização Internacional de Metrologia Legal (OIML) e a Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC) [55].

Quanto à qualificação dos equipamentos, segundo a IPQ a mesma é feita tendo em conta as técnicas de obtenção da PA, bem como o tipo de manómetro utilizado. Esfigmomanómetros manuais utilizam manómetros de mercúrio, eletrónico ou aneróide (de ponteiro), utilizando o método auscultatório. Por sua vez, os esfigmomanómetros eletrónicos utilizam manómetros eletrónicos e podem utilizar métodos oscilatório ou misto [55].

Assim, foi definido que os esfigmomanómetros deviam respeitar as normas OIML R 16-1:2002 e OIML R 16-2:2002; bem como IEC 80601-2-30:2013. A norma OIML R 16-1:2002 diz respeito à utilização do equipamento, mais especificamente aos que usam método auscultatório, garantindo, por exemplo, que a manga é bem colocada [55].

Para além das normas internacionais, aplicam-se as normas portuguesas NP EN ISO 13460: 2009 e NP EN 13306: 2010, sendo que estas normas dizem respeito aos processos de manutenção. A norma NP EN ISO 13460: 2009 procura garantir que o equipamento está sujeito a verificações periódicas, cumprindo certos critérios, como inspeção visual, que deverá ser feita diariamente. A manutenção preventiva deverá ser feita com a periodicidade adequada e escolhida pela instalação hospitalar. Por sua vez, a norma NP EN 13306: 2010 procura garantir que os equipamentos cumprem os requisitos estabelecidos pelo fabricante, tendo, para isso, a manutenção preventiva ser realizada de acordo com os passos definidos no manual técnico [55].

3.2.4. Oxímetro

Como já mencionado anteriormente, o oxigénio pode ser encontrado sob duas formas distintas no sangue. Assim, as técnicas de medição dos níveis de oxigenação partem desse princípio, procurando obter as quantidades de hemoglobina oxigenada e não-oxigenada [24].

Os oxímetros são constituídos por dois LED's, um de luz vermelha e outro de luz infravermelha, e por um fotorrecetor. Podem funcionar através de transmissão ou através da reflexão. Assim, no caso da transmissão, o recetor é colocado no lado oposto aos LED's, tal como se pode ver na Figura 16, recebendo a luz que atravessa o dedo do indivíduo. No caso da reflexão, o recetor é colocado ao lado dos LED's, recebendo a luz refletida pelo indivíduo [56].

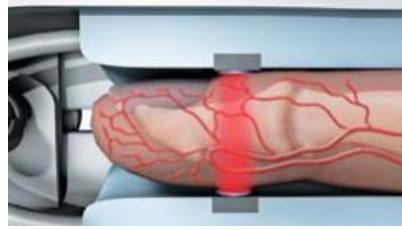


Figura 16 - Esquema de funcionamento de um oxímetro [24].

As diferentes hemoglobinas têm absorções diferentes quando confrontadas com radiação de diferentes comprimentos de onda, como é o caso da luz vermelha e infravermelha, tal como se pode observar através da Figura 17. Ambos os LED's são acionados por impulsos e alternadamente, permitindo ao microprocessador associado recolher a absorção das hemoglobinas. Obtendo as concentrações de cada hemoglobina, o microprocessador faz uma relação entre a hemoglobina oxigenada e a hemoglobina total, obtendo-se o valor de SpO₂. Os impulsos, que podem chegar às centenas por segundo, permitem fazer a distinção entre a hemoglobina associada ao sangue e a associada aos tecidos circundantes [24], [57].

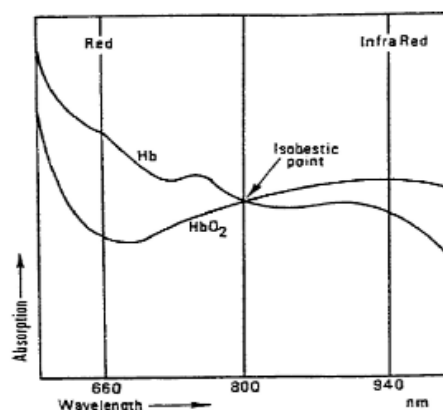


Figura 17 - Absorção de hemoglobina oxigenada e não oxigenada a diferentes comprimentos de onda [57].

No processo de cálculo são aplicadas diversas equações e leis, como a lei de Beer-Lambert, que diz que a concentração de uma substância está relacionada com intensidade de radiação transmitida pelo meio. Na Equação 3, é apresentada essa mesma lei, na qual I_0 é a intensidade de luz transmitida, I_N é a intensidade de luz incidente, ϵ é o coeficiente de absorção, c é a concentração, L a distância percorrida pelo feixe de radiação e A é a absorvância. Como o próprio nome sugere, a absorvância está relacionada com a capacidade de um determinado meio em absorver um feixe de luz que o atravessa. Esta absorvância está diretamente relacionada com a concentração, ou seja, para um mesmo L e um mesmo ϵ , maior absorvância implica maior concentração no meio [57].

$$I_0 = I_N * e^{-\epsilon cL} \Leftrightarrow A = -\ln\left(\frac{I_0}{I_N}\right) = \epsilon cL \quad (3)$$

3.3.Placa de controlo

Para conseguir dar finalidade à ideia aqui apresentada, optou-se por utilizar uma placa de controlo, da família Arduino, placa essa que permite tanto receber dados de sensores como enviar informação, desde o acionar de motores ou enviar dados para dispositivos externos. A quantidade de bibliotecas de programação, bem como de módulos disponíveis, faz com que esta opção seja válida para dar resposta ao pretendido. Dentro da família, existem várias placas que podem ser usadas, podendo a escolha ser feita pela quantidade de módulos que irão interagir entre si, seja pela disponibilidade de transmissão de cada placa [58].

Assim, e tendo em conta que serão enviados sinais vitais como ECG e SpO2, a transmissão deverá ser feita com o menor *delay* possível, e com uma taxa suficientemente alta, garantindo que não se perderá informação crucial durante a transmissão. Posto isto, e como já mencionado, um irá ser considerada uma frequência de amostragem para o ECG de 500 Hz, ou seja, cerca de 500 dados por segundo. Tendo em conta que os dados podem ser em vários formatos, como inteiro, caracter, ou até mesmo *String*, o tamanho do dado vai variar consoante o seu formato. Para o cálculo da taxa de transmissão mínima da placa, foi considerado o dado tipo *String* cujo tamanho pode variar conforme o que está armazenado [59]. Sabe-se que 1 byte corresponde a 8 bits, e que, por sua vez, em dados tipo *String*, cada caracter tem o tamanho de 1 byte.

Usando como exemplo a *String* “abcd”, o dado a enviar terá o tamanho de 32 bits (4 caracteres x 8 bits). Foi escolhida uma *String* de quatro caracteres, dado que o ECG pode apresentar valores com até quatro algarismos significativos. Tendo em conta a frequência de transmissão necessária (500 Hz), para se enviar este dado, seria necessária uma taxa de transmissão de 16 000 bits/s (500 dados/s x 32 bits). Assim, é necessário que a placa consiga transmitir a, pelo menos, 16 Kb/s.

3.4.Módulo Wi-Fi

Tendo em conta as necessidades apresentadas, e após analisar as mais diversas opções no mercado, optou-se por trabalhar com a placa NodeMCU, apresentada esquematicamente na Figura 18. Esta placa de consumo reduzido, apresenta incorporado o protocolo TCP/IP, com frequência de 2,4 GHz, suficiente para dar resposta aos dados

trabalhados. Para tal, utiliza o *chip* ESP8266MCU. Além disso, permite ter *inputs* com frequências máximas de 2412 MHz até 2484 MHz, dependendo da alimentação do mesmo, sendo mais que suficientes para dar resposta aos 500 Hz do sinal ECG [60].

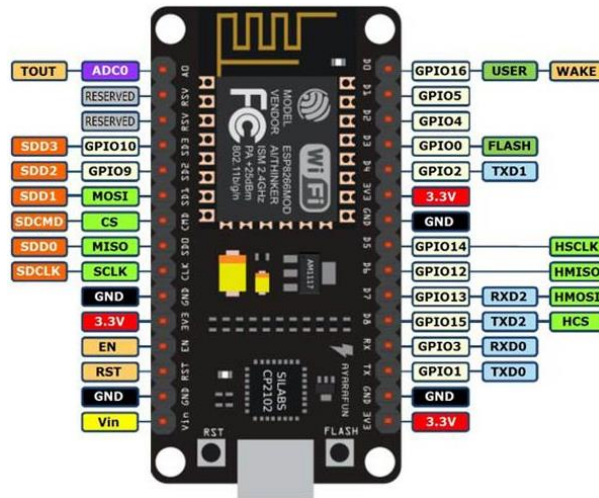


Figura 18 - Placa NodeMCU, legendada [61].

Possuindo um processador de 32-bits, o NodeMCU pode atingir os 54 Mb/s, possibilitando o tratamento de todos os dados desejados. Apresenta, ainda um conversor analógico – digital (do inglês, ADC) de 10 bits numa gama de amplitude de 0 – 3,3 V, bem como um relógio incorporado. Todas estas características, juntando ainda as suas reduzidas dimensões, permitem que este dispositivo seja usado em várias aplicações, permitindo desenvolver produtos compactos e apelativos, mantendo a sua funcionalidade [60].

CAPÍTULO IV – DESENVOLVIMENTO

4. Desenvolvimento

Tendo em conta o estado da arte atual, as características dos componentes e a necessidade apresentada, o processo de desenvolvimento é dividido em diversas etapas consoante os diferentes aspetos que devem ser apresentados. Dado trata-se de um projeto *Wireless*, é necessário desenvolver o código necessário para a apresentação da página *Web*, bem como dos circuitos eletrónicos responsáveis por adquirir e condicionar alguns dos sinais vitais.

4.1. Idealização

A ideia aqui apresentada passa pelo desenvolvimento de um dispositivo capaz de receber os mais variados sinais vitais, fazendo o tratamento dos mesmos, enviando, de seguida, para uma página *Web*, onde são mostrados. Desta forma, é possível que um ou mais ecrãs estejam a receber os dados, podendo acompanhar o indivíduo, sejam esses ecrãs de dispositivos móveis ou fixos.

O processo pode ser dividido em três partes, tendo cada uma delas um objetivo específico. Na Figura 19 é apresentado o esquema que procura explicar o processo de aquisição dos sinais a serem apresentados, indicando qual a forma mais eficaz de obter esses valores. Assim, é possível verificar que sinais como ECG e SpO2 são obtidos através de tensão que é recolhida pela placa controladora.

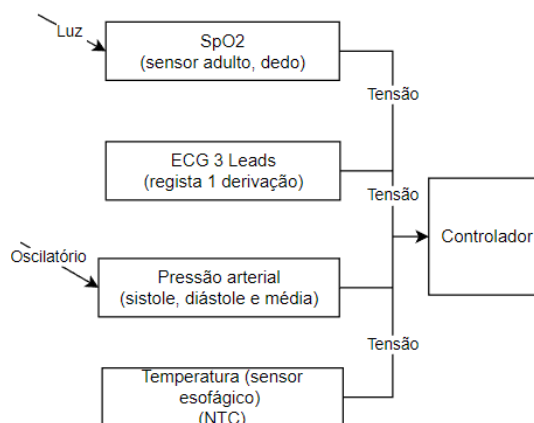


Figura 19 - Esquema sucinto da aquisição de sinais.

Após receber os dados e os diferentes sinais, a placa controladora realizará uma série de tratamentos para processamento e análise de sinal. Esse algoritmo permitirá obter, por exemplo, frequência cardíaca de um sinal ECG bem como de um sinal de SpO2, tal como está patente na Figura 20.

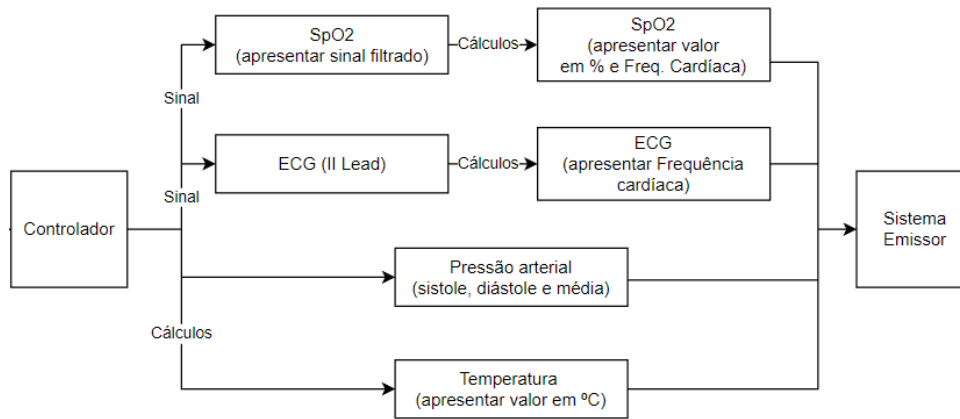


Figura 20 - Esquema sucinto do tratamento de dados.

Um dado com particularidade diferente é a PA. Nesse caso, prevê-se utilizar um equipamento externo, como um MAPA, para realizar a medição, enviando, de seguida, os valores para a placa controladora, através de uma ligação USB.

Por fim, na Figura 21, é nos apresentada a sequência de envio dos dados, ou seja, a placa controladora envia os dados já tratados para o sistema transmissor, que neste caso, estará embutido na placa controladora escolhida (NodeMCU). Os dados são enviados para uma página *Web*, ou servidor, podendo, depois, ser consultadas por um monitor de um dispositivo, bastando apenas que esteja conectado à mesma rede que o módulo Wi-Fi utilizado.



Figura 21 - Esquema sucinto da transmissão *Wireless*.

4.2. Código desenvolvido

Utilizando a placa NodeMCU, foi necessário desenvolver um código que permitisse fazer a ponte entre o microcontrolador e a página *Web* criada. Assim, recorreu-se a algumas bibliotecas disponibilizadas no IDE do Arduino, bem como de alguma programação em linguagens como HTML, CSS e JavaScript, linguagens essas capazes de desenvolver páginas funcionais e apelativas.

4.2.1. Bibliotecas utilizadas

Como mencionado, o IDE do Arduino permite a utilização de diversas bibliotecas, sejam desenvolvidas pelo representante, sejam desenvolvidas por utilizadores comuns. Assim, ao longo deste projeto, foram utilizadas 3 bibliotecas, apresentadas na Figura 22.

```
#include <ESP8266WiFi.h>
#include <WiFiClient.h>
#include <ESP8266WebServer.h>
```

Figura 22 - Lista de bibliotecas utilizadas.

A primeira biblioteca apresentada “ESP8266WiFi.h” foi desenvolvida para que se pudesse utilizar a placa NodeMCU com o IDE do Arduino, sendo, por isso, a responsável pela compatibilidade da placa. Além disso, tem por base a biblioteca de WiFi do próprio IDE, pelo que apresenta já algumas funções úteis para comunicação *Wireless*.

Por sua vez, a biblioteca “WiFiClient.h” possui funções que permitem criar um cliente capaz de se conectar com um IP específico. Este cliente, através de comandos HTTP, possibilita o apresentar das informações na página *Web* desenvolvida, bem como ler informações que sejam inseridas na página, que podem funcionar como *input* para o controlador.

Por fim, a biblioteca “ESP8266WebServer.h” é a biblioteca com as funções que permitem criar o *WebServer*, com o qual o cliente irá comunicar.

4.2.2. Código da página *Web*

Para desenvolver a página web foi necessário utilizar diversas das linguagens comumente associadas a este tipo de software. Assim, recorrendo a HTML, JavaScript (Chart.js) e CSS, desenvolveu-se um *script* capaz de utilizar os dados recebidos pela placa controladora e disponibilizá-los para visualização.

Ao utilizar Chart.js foi possível utilizar comandos que permitem atualizar, com determinado intervalo de tempo, os sinais ECG e de SpO2. Assim, a página atualiza-se automaticamente, sem necessidade de o utilizador fazer esse pedido. Quanto ao intervalo de tempo, o mesmo pode ser programado, sendo escolhido um intervalo de tempo de 2 milissegundos para o projeto aqui desenvolvido. Foi escolhido esse valor dado que, como mencionado, o sistema foi projetado tendo em conta uma frequência de amostragem de 500 Hz para o ECG, levando a que seja necessária uma amostra a cada 2 milissegundos, tal como está explicado na Equação 4.

$$f_s = \frac{1}{T} \Leftrightarrow T = \frac{1}{500 \text{ Hz}} \Leftrightarrow T = 2 \times 10^{-3} \text{ s} \quad (4)$$

Por sua vez, HTML e CSS apenas tiveram interferência no *template* utilizado para a página e na personalização da mesma, como cores, fonte e tamanhos de letras. De referir que foram utilizados como fonte de inspiração os monitores de sinais vitais comumente encontrados em hospitais.

4.3. Circuito de leitura

Para além do software responsável pela criação e atualização da página *Web*, foi também iniciado o processo de criação da componente eletrónica de todo projeto. Assim, iniciou-se o processo pelo desenvolvimento de um termómetro esofágico, utilizando um NTC como sensor. O circuito conversor, é constituído por diversos blocos, tal como está esquematizado na Figura 23. Quando ao filtro, o mesmo permite que se trabalhe com frequências baixas, removendo, por exemplo, o ruído da corrente elétrica de 50 Hz. Dado que a temperatura corporal tem um período de resposta bastante demorado, foi possível projetar o filtro para os 5 Hz, removendo qualquer outro ruído que pudesse estar associado.

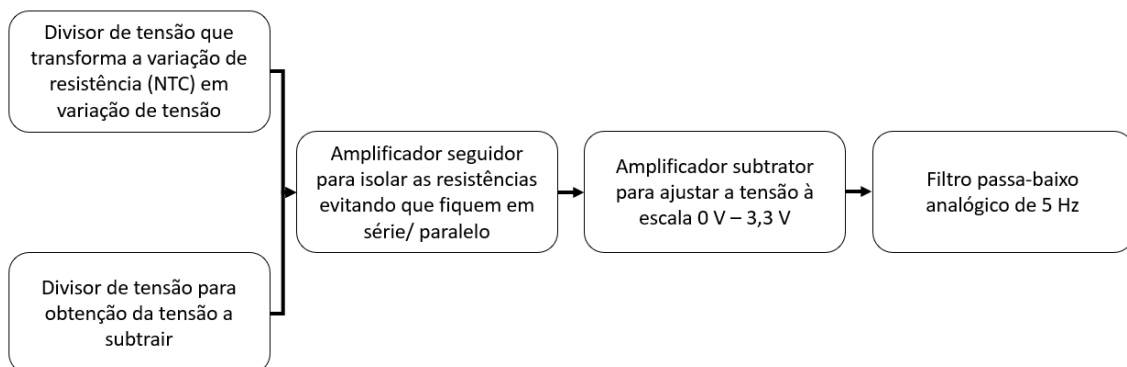


Figura 23 - Diagrama explicativo dos diferentes blocos do circuito.

Tendo em conta os blocos necessários para o circuito conversor, foi desenvolvido o circuito da Figura 24, que foi desenhado com ajuda do *software Circuit Diagram* [62].

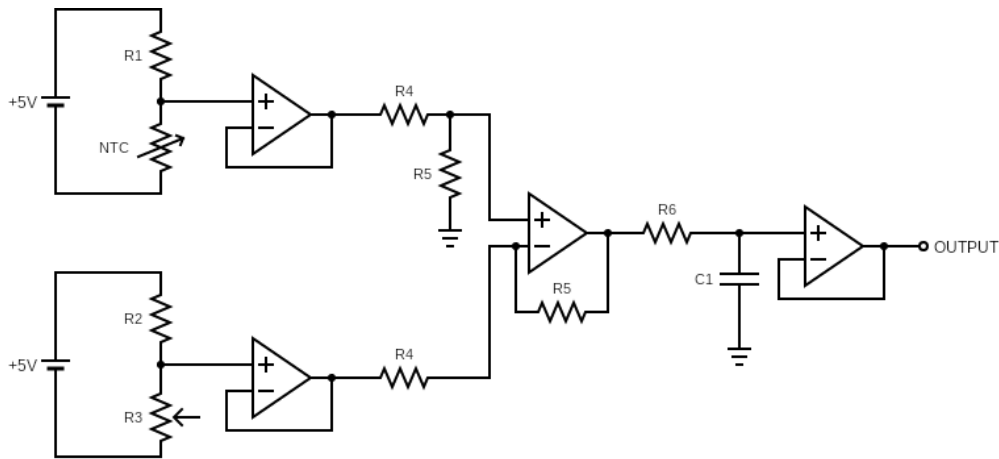


Figura 24 - Circuito conversor teórico do sensor de temperatura.

O NTC escolhido apresenta uma resistência à temperatura de 25 °C de 1000 Ω. Por sua vez, às temperaturas de 30 °C e 45 °C apresenta, respetivamente, 853,4 Ω e 549,9 Ω [63]. Estas temperaturas são as de interesse dado que a temperatura corporal ronda os 37 °C, podendo chegar a temperaturas inferiores em hipotermia e superiores em caso de febre, por exemplo. Assim, procurou-se calibrar o sensor para esses valores. Inicialmente, e dado que a placa de controlo só consegue ter *Input's* de até 3,3 V, foi feita a determinação da resistência fixa R1 tendo em conta essa condição. Nas Equações 5 e 6 é apresentada a intensidade de corrente que irá circular no circuito e, a partir da mesma, o valor que R1 terá de ter para que a mesma se verifique.

$$V = RI \Leftrightarrow I = \frac{3,3}{1000} \Leftrightarrow I = 3,3 \times 10^{-3} A \quad (5)$$

$$I = \frac{V_{in}}{R1+NTC} \Leftrightarrow R1 = \frac{V_{in}}{I} - NTC \Leftrightarrow R1 = \frac{5}{3,3 \times 10^{-3}} - 1000 \Leftrightarrow R1 = 515 \Omega \quad (6)$$

Dado que não será possível utilizar uma resistência com 515 Ω, foi optado por utilizar uma de 523 Ω, pelo que todos os restantes cálculos serão baseados nesse valor. Tendo em conta os valores da NTC para as temperaturas extremas em estudo, foi feito o cálculo da diferença de potencial associada a cada temperatura. Assim, na Equação 7 temos a tensão aos 30 °C e na Equação 8, aos 45 °C. De notar que, para diminuir erros, foi utilizada a tensão de 4,54 V ao invés dos 5 V porque é a tensão real obtida pela alimentação USB fornecida pelo PC.

$$V = NTC \times \frac{V_{in}}{R1+NTC} \Leftrightarrow V = 853,4 \times \frac{4,54}{523+853,4} \Leftrightarrow V = 2,82 V \quad (7)$$

$$V = NTC \times \frac{V_{in}}{R1+NTC} \Leftrightarrow V = 545,9,6 \times \frac{4,54}{523+545,9} \Leftrightarrow V = 2,53 V \quad (8)$$

Embora as tensões obtidas sejam 2,82 V e 2,53 V, as mesmas têm de ser ajustadas para um intervalo de 0 V a 3,3 V. Para tal, é necessário recorrer a um amplificador operacional que faça a subtração da tensão mínima (2,53 V) e que reajuste para a escala pretendida. Inicialmente, e tal como está patente nas Equações 9 e 10, é feito a determinação da relação entre R2 e R3 V, para que se consiga obter a tensão a subtrair.

$$V = R3 \times \frac{V_{in}}{R2+R3} \Leftrightarrow 2,53 = R3 \times \frac{4,54}{R3+R2} \Leftrightarrow \frac{R3}{R3+R2} = 0,56 \quad (9)$$

$$\frac{R3}{R3+R2} = 0,56 \Leftrightarrow (1 - 0,56)R3 = 0,56 \times R2 \Leftrightarrow 0,78 = \frac{R2}{R3} \quad (10)$$

Por sua vez, o amplificador operacional tem de apresentar uma relação entre as resistências R4 e R5 de 11,38, tal como está calculado na Equação 11.

$$V_{out} = \frac{R5}{R4} \times (V_A - V_B) \Leftrightarrow 3,3 = \frac{R5}{R4} \times (2,82 - 2,53) \Leftrightarrow \frac{R5}{R4} = 11,38 \quad (11)$$

Por fim, o filtro passa-baixo de 5 Hz terá de ter um condensador com a carga calculada na Equação 12, partindo do princípio que se utiliza uma R6 = 1000 Ω .

$$F_c = \frac{1}{2\pi \times R6 \times C1} \Leftrightarrow 5 = \frac{1}{2\pi \times 1000 \times C1} \Leftrightarrow C1 = 3,18 \times 10^{-5} F \quad (12)$$

Foi escolhido um filtro de 5 Hz porque se pretende excluir todo e qualquer ruído associado. Um ruído bastante comum é o da corrente elétrica com frequência de 50 Hz. Assim, o filtro desejado teria de ser inferior a esse valor. Dado que se estará a monitorizar temperatura corporal, e a mesma varia com uma frequência baixa, optou-se pelo valor de 5 Hz, removendo, assim, outros ruídos que possam surgir para além do da corrente elétrica já mencionado.

CAPÍTULO V – RESULTADOS

5. Resultados

Tendo em conta todas as etapas apresentadas na Secção 4. Desenvolvimento, foram obtidos certos resultados que serão apresentados e discutidos ao longo da presente secção. De notar que, dado se tratar de monitorização de sinais vitais, não foi possível fazer o registo real dos mesmos, pelo que se procurou simular esses registos com sinais, muitas vezes, aleatórios.

5.1. Interface de visualização

Utilizando a placa controladora NodeMCU e o IDE do Arduino, foi possível obter a página Web apresentada na Figura 25. Na mesma, é possível ver um espaço para o sinal ECG (a verde) e para um sinal SpO2 (a azul). De notar que, no caso do sinal ECG, utilizaram-se valores aleatórios lidos pelo pino de *input* analógico. Já para o sinal SpO2, optou-se por utilizar o valor fixo de 0,98. Esse valor foi o valor *default* escolhido para a saturação, funcionando apenas para questões de visualização.

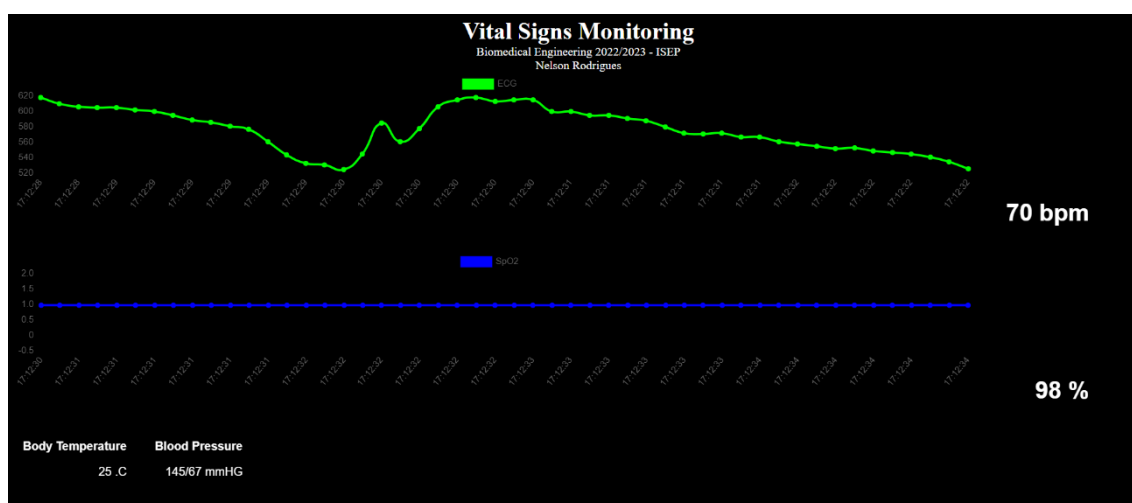


Figura 25 - Página Web desenvolvida.

Para além do valor de saturação, todos os restantes valores, como frequência cardíaca, pressão arterial e temperatura corporal foram utilizados valores de referência dado que, como já mencionado não foi possível recolher sinais vitais reais.

Os gráficos demoram cerca de 5 segundos a estabilizarem a escala, mantendo-se a mesma sempre constante de seguida. Serão sempre apresentados os últimos 5 segundos de sinal, permitindo, assim, avaliar a evolução do doente.

5.2.Circuito – Sensor de Temperatura

Para o circuito conversor, foram utilizados os valores teóricos calculados através das Equações 5 a 12 como referência. Na Figura 26 está apresentado o circuito desenvolvido com os valores reais de cada componente utilizado.

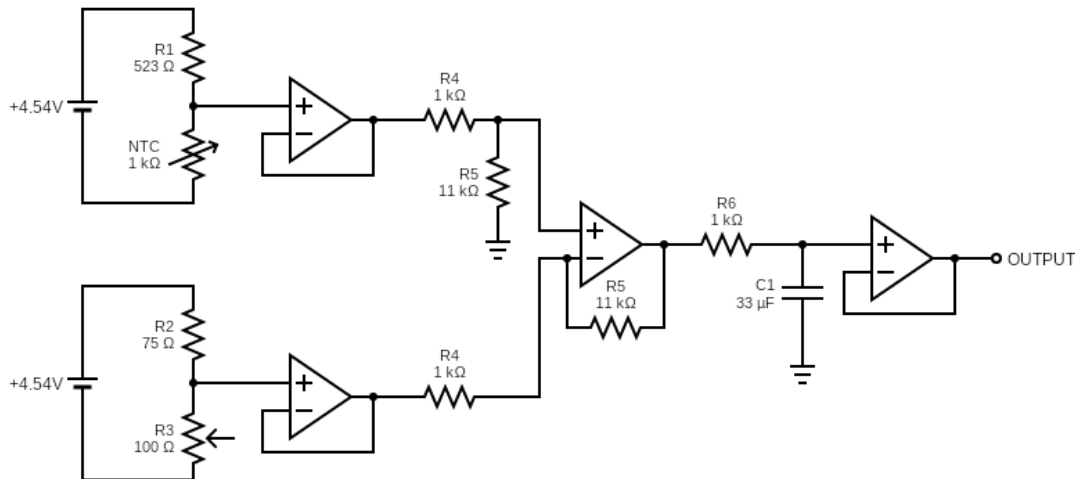


Figura 26 - Circuito conversor com os valores reais utilizados.

Devido à dificuldade em arranjar os componentes com os valores teóricos calculados, muitas das relações não se mantiveram, como é o caso da relação entre as resistências R2 e R3. Assim, a tensão obtida no divisor de tensão não é igual à necessária (2,53 V) pelo que a tensão subtraída não é a desejada. Utilizando potenciômetros com precisão, seria possível obter a relação calculada. Existe ainda discrepância nas resistências R4 e R5 que faz com que a amplificação não seja igual à necessária, levando a que exista uma pequena diferença no funcionamento do sensor. Assim, ao invés de um ganho de 11,38, ter-se-á um ganho de 11.

Para além da dificuldade com os valores das resistências, o próprio amplificador utilizado (TL084) tem uma gama de funcionamento muito grande para os valores desejados, dado que funciona entre os -15 V e os 15 V. Esta grande gama de funcionamento, torna o amplificador menos sensível a tensões tão específicas como as obtidas entre 0 V e 3,3 V [64] .

Uma outra dificuldade no desenvolvimento do circuito foi o facto de exigir uma ampliação tão grande, o que fez com que uma pequena alteração de tensão, signifique uma grande alteração no final do circuito. Para ajudar a estabilizar todo o sistema, poder-se-á utilizar uma alimentação externa ao invés da alimentação de 5 V dada pela conexão USB do PC.

Todas estas dificuldades fizeram com que a calibração do sensor não fosse bem conseguida, tal como está patente na Figura 27, uma vez que o NTC satura antes da temperatura desejada.

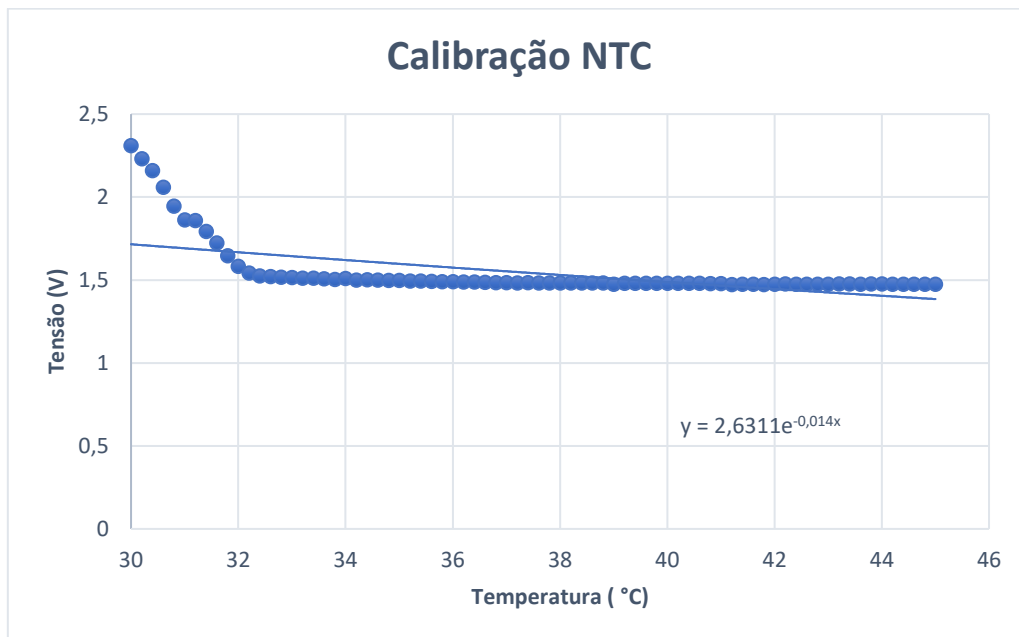


Figura 27 - Curva de calibração do sensor de temperatura.

CAPÍTULO VI – CONCLUSÃO

6. Conclusão

A parceria entre o ISEP e o CHUPorto tem permitido que diversos projetos tenham sido desenvolvidos, com vista a tornar os alunos e futuros profissionais de ambas as instituições cada vez mais capazes. Assim, o desenvolvimento de um monitor de sinais vitais sem fios poderá ser algo impactante na medida em que o futuro passará por tornar todos os equipamentos o mais compactos possível. Com isto, os profissionais de saúde poderão já estar familiarizados com o funcionamento e particularidades destes equipamentos. Para além disso, em condições ideais, este equipamento poderia ser implementado, por exemplo, numa sala de bloco para diminuir a confusão gerada pela enorme quantidade de fios que existem.

Ainda assim, este projeto está ainda no começo, sendo que o futuro poderá permitir que melhorias sejam aplicadas, nomeadamente a inserção de novos sinais a monitorizar, como a pressão arterial invasiva (IBP), algo que é comum em cirurgias mais complicadas, ou em doentes que estejam em Unidades de Cuidados Intensivos (UCI), dado ser necessária uma monitorização mais regular e fiável. Para além disso, é cada vez mais comum, empresas juntarem monitores de ventiladores e/ou de estações de anestesia com monitores de sinais vitais, pelo que a junção da curva de fluxo de gás seria algo a implementar no futuro.

Para além do incremento de sinais vitais, uma melhoria passaria também pela criação de uma placa PCB com todos os circuitos desenvolvidos. Esta placa iria ser uma mais valia dado que iria reduzir muito do ruído captado pelos fios que fazem parte do circuito. Para além da PCB, seria bom utilizar componentes com os valores iguais aos calculados, melhorando, assim, a eficiência dos circuitos, dado que, como já foi visto, por mais próximos que fossem os valores, as relações entre resistências não são iguais, alterando, assim, os resultados obtidos.

Hospitais de topo tendem cada vez mais a terem todos os dados informatizados e, o facto de terem dados já numa página *Web*, poderá facilitar essa integração. Além disso, será possível que diversos dispositivos acompanhem a evolução do doente, bastando estarem conectados à mesma rede. Contudo, isso implica que sejam implementados protocolos de segurança informática a todo o dispositivo, algo a ser criado futuramente.

Posto isto, trata-se de um projeto com futuro promissor, com necessidade de melhorias, mas que poderá vir a tornar-se algo bastante comum num futuro próximo.

Referências

- [1] A. C. Pereira, “Hospital de São João começou a fazer cirurgias de mudança de sexo | Serviço Nacional de Saúde | PÚBLICO,” *Público*, 11-Jul-2016.
- [2] “CHPORTO - Centro Hospitalar Universitário do Porto.” [Online]. Available: <https://www.chporto.pt/>. [Accessed: 28-Feb-2022].
- [3] R. O. Mourão, “Relatório de Estágio Profissionalizante,” 2021.
- [4] C. Lockwood, T. Conroy-Hiller, and T. Page, “Vital signs,” *JBI Reports*, vol. 2, no. 6, pp. 207–230, Jul. 2004.
- [5] I. Campbell, “Body temperature and its regulation,” *Anaesth. Intensive Care Med.*, vol. 9, no. 6, pp. 259–263, Jun. 2008.
- [6] A. K. Menzies *et al.*, “Body temperature, heart rate, and activity patterns of two boreal homeotherms in winter: Homeostasis, allostasis, and ecological coexistence,” *Funct. Ecol.*, vol. 34, no. 11, pp. 2292–2301, Nov. 2020.
- [7] H. Saad and M. Aladawy, “Temperature management in cardiac surgery,” *Glob. Cardiol. Sci. Pract.*, vol. 2013, no. 1, p. 7, Mar. 2013.
- [8] C. L. Lim, C. Byrne, and J. K. W. Lee, “Human thermoregulation and measurement of body temperature in exercise and clinical settings,” *Ann. Acad. Med. Singapore*, vol. 37, no. 4, pp. 347–353, 2008.
- [9] S. Moein, *Electrocardiogram signal classification and machine learning: Emerging research and opportunities*. IGI Global, 2018.
- [10] A. Gacek and W. Pedrycz, *ECG signal processing, classification and interpretation: A comprehensive framework of computational intelligence*, vol. 9780857298. Springer, 2014.
- [11] R. E. Klabunde, “Cardiac electrophysiology: normal and ischemic ionic currents and the ECG,” *Adv Physiol Educ*, vol. 41, pp. 29–37, 2017.
- [12] J. Malmivuo and R. Plonsey, “Bioelectromagnetism,” no. January 1995, 1995.
- [13] H. D. Sesso *et al.*, “Systolic and diastolic blood pressure, pulse pressure, and mean arterial pressure as predictors of cardiovascular disease risk in men,” *Hypertension*, vol. 36, no. 5, pp. 801–807, 2000.

- [14] D. B. Wax, H.-M. Lin, and A. B. Leibowitz, “Invasive and Concomitant Noninvasive Intraoperative Blood Pressure Monitoring,” *Anesthesiology*, vol. 115, no. 5, pp. 973–978, Nov. 2011.
- [15] A. S. Meidert and B. Saugel, “Techniques for non-invasive monitoring of arterial blood pressure,” *Frontiers in Medicine*, vol. 4, no. JAN. p. 231, 08-Jan-2017.
- [16] F. H. Messerli, B. Williams, and E. Ritz, “Essential hypertension,” *Lancet*, vol. 370, no. 9587. pp. 591–603, Aug-2007.
- [17] S. Z. Jiang, W. Lu, X. F. Zong, H. Y. Ruan, and Y. Liu, “Obesity and hypertension,” *Experimental and Therapeutic Medicine*, vol. 12, no. 4. Spandidos Publications, pp. 2395–2399, 01-Oct-2016.
- [18] R. M. Lago, P. P. Singh, and R. W. Nesto, “Diabetes and hypertension,” *Nat. Clin. Pract. Endocrinol. Metab.*, vol. 3, no. 10, pp. 667–667, Oct. 2007.
- [19] F. D. Fuchs and P. K. Whelton, “High Blood Pressure and Cardiovascular Disease,” *Hypertension*. pp. 285–292, 2020.
- [20] D. Robertson, “The pathophysiology and diagnosis of orthostatic hypotension,” *Clinical Autonomic Research*, vol. 18, no. SUPPL. 1. pp. 2–7, 2008.
- [21] J. B. Lanier, M. B. Mote, and E. C. Clay, “Evaluation and management of orthostatic hypotension,” *Am. Fam. Physician*, vol. 84, no. 5, pp. 527–536, 2011.
- [22] J. C. de Graaff *et al.*, “Reference Values for Noninvasive Blood Pressure in Children during Anesthesia,” *Anesthesiology*, vol. 125, no. 5, pp. 904–913, Nov. 2016.
- [23] M. Sarkar, N. Niranjana, and P. Banyal, “Mechanisms of hypoxemia,” *Lung India*, vol. 34, no. 1, p. 47, 2017.
- [24] R. Ortega, C. J. Hansen, K. Elterman, and A. Woo, “Pulse Oximetry,” *N. Engl. J. Med.*, vol. 364, no. 16, p. e33, Apr. 2011.
- [25] K. V. P. Narahariseti and M. Bawa, “Comparison of different signal processing methods for reducing artifacts from photoplethysmograph signal,” in *2011 IEEE INTERNATIONAL CONFERENCE ON ELECTRO/INFORMATION TECHNOLOGY*, 2011, no. November 2018, pp. 1–8.
- [26] S. Schumacher, R. Pfeiffer, and T. Zillner, “ZigBee Exploited: The good, the bad

- and the ugly,” *Magdeburg. J. zur Sicher- Heitsforsch.*, vol. 12, pp. 699–704, 2016.
- [27] E. Ferro and F. Potorti, “Bluetooth and wi-fi wireless protocols: a survey and a comparison,” *IEEE Wirel. Commun.*, vol. 12, no. 1, pp. 12–26, Feb. 2005.
- [28] I. Baig, C. Muzamil, S. Dalvi, and K. T. Campus, “Home Automation Using Arduino Wifi Module Esp8266,” p. 8, 2016.
- [29] G. Naik, J. M. Park, J. Ashdown, and W. Lehr, “Next Generation Wi-Fi and 5G NR-U in the 6 GHz Bands: Opportunities and Challenges,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 153027–153056, 2020.
- [30] C. Deng *et al.*, “IEEE 802.11be Wi-Fi 7: New Challenges and Opportunities,” *IEEE Commun. Surv. Tutorials*, vol. 22, no. 4, pp. 2136–2166, 2020.
- [31] A. Garcia-Rodriguez, D. Lopez-Perez, L. Galati-Giordano, and G. Geraci, “IEEE 802.11be: Wi-Fi 7 Strikes Back,” *IEEE Commun. Mag.*, vol. 59, no. 4, pp. 102–108, 2021.
- [32] R. Rahim *et al.*, “Prototype file transfer protocol application for LAN and Wi-Fi communication,” *Int. J. Eng. Technol.*, vol. 7, no. 2.13 Special Issue 13, pp. 345–347, 2018.
- [33] D. Springall, Z. Durumeric, and J. A. Halderman, “FTP: The Forgotten Cloud,” in *2016 46th Annual IEEE/IFIP International Conference on Dependable Systems and Networks (DSN)*, 2016, pp. 503–513.
- [34] K. V. S. S. S. Sairam, N. Gunasekaran, and S. R. Redd, “Bluetooth in wireless communication,” *IEEE Commun. Mag.*, vol. 40, no. 6, pp. 90–96, Jun. 2002.
- [35] R. Heydon, *Bluetooth Low Energy: The Developer’s Handbook*, First. New Jersey: Pearson Education, Inc., 2012.
- [36] J. Lee, Y. Su, and C. Shen, “A Comparative Study of Wireless Protocols: Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi,” in *IECON 2007 - 33rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 2007, pp. 46–51.
- [37] S. Sojjoyo and A. Ashari, “Analysis of Zigbee Data Transmission on Wireless Sensor Network Topology,” *Int. J. Adv. Comput. Sci. Appl.*, vol. 8, no. 9, 2017.
- [38] C. M. Ramya, M. Shanmugaraj, and R. Prabakaran, “Study on ZigBee technology,” in *2011 3rd International Conference on Electronics Computer*

- Technology*, 2011, vol. 2, no. 10, pp. 297–301.
- [39] D. Cuesta-Frau, M. Varela, M. Aboy, and P. Miró-Martínez, “Description of a Portable Wireless Device for High-Frequency Body Temperature Acquisition and Analysis,” *Sensors*, vol. 9, no. 10, pp. 7648–7663, Sep. 2009.
- [40] M. Singh, B. Singh, and V. K. Banga, “Effect of ECG Sampling Frequency on Approximate Entropy based HRV,” *Int. J. Bio-Science Bio-Technology*, vol. 6, no. 4, pp. 179–186, Aug. 2014.
- [41] A. Hasnain, M. Awan, and M. Farooq, “A Ubiquitous Real-Time Motion Artifact Rejection technique for Remote NIBP Monitoring of Hypertensive Patients,” in *IFMBE Proceedings*, vol. 25, no. 7, 2009, pp. 913–916.
- [42] P. K. Baheti and H. Garudadri, “An Ultra Low Power Pulse Oximeter Sensor Based on Compressed Sensing,” in *2009 Sixth International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2009, no. June 2009, pp. 144–148.
- [43] N. S. Shivakumar and M. Sasikala, “Design of vital sign monitor based on wireless sensor networks and telemedicine technology,” in *Proceeding of the IEEE International Conference on Green Computing, Communication and Electrical Engineering, ICGCCEE 2014*, 2014, pp. 1–5.
- [44] R. A. Khan and A.-S. K. Pathan, “The state-of-the-art wireless body area sensor networks: A survey,” *Int. J. Distrib. Sens. Networks*, vol. 14, no. 4, p. 155014771876899, Apr. 2018.
- [45] D. Dias and J. Paulo Silva Cunha, “Wearable Health Devices—Vital Sign Monitoring, Systems and Technologies,” *Sensors*, vol. 18, no. 8, p. 2414, Jul. 2018.
- [46] J. Liu, M. Liu, Y. Bai, J. Zhang, H. Liu, and W. Zhu, “Recent Progress in Flexible Wearable Sensors for Vital Sign Monitoring,” *Sensors 2020, Vol. 20, Page 4009*, vol. 20, no. 14, p. 4009, Jul. 2020.
- [47] J. Chauhan and U. Neelakantan, “An experimental approach for precise temperature measurement using platinum RTD PT1000,” *Int. Conf. Electr. Electron. Optim. Tech. ICEEOT 2016*, pp. 3213–3215, 2016.
- [48] C. Chen, “Evaluation of resistance-temperature calibration equations for NTC thermistors,” *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 42, no. 7, pp. 1103–1111, Aug. 2009.

- [49] C. – G. M. na S. Saúde, *A Metrologia na Saúde - Termômetros Clínicos*. 2017.
- [50] S. N. Chugh, *Textbook of Clinical Electrocardiography: 3rd Edition*. JP Medical Ltd, 2012.
- [51] R. Jaafar, H. M. Desa, Z. Mahmoodin, M. R. Abdullah, and Z. Zaharudin, “Noninvasive blood pressure (NIBP) measurement by oscillometric principle,” in *2011 2nd International Conference on Instrumentation, Communications, Information Technology, and Biomedical Engineering*, 2011, vol. 8, pp. 265–269.
- [52] J. Jilek and T. Fukushima, “Oscillometric blood pressure measurement: the methodology, some observations, and suggestions.,” *Biomed. Instrum. Technol.*, vol. 39, no. 3, pp. 237–41, 2005.
- [53] D. R. Emerick, “An Evaluation of Non-Invasive Blood Pressure (NIBP) Monitoring on the Wrist: Comparison with Upper Arm NIBP Measurement,” *Anaesth. Intensive Care*, vol. 30, no. 1, pp. 43–47, Feb. 2002.
- [54] “AGILIS | Microport.” [Online]. Available: <https://microport.com/healthcare-professional/cardiac-rhythm-management/arrhythmia-assessment/agilis#>. [Accessed: 06-May-2022].
- [55] C. – G. M. na S. Saúde, “A Metrologia na Saúde - Instrumentos de Medição da Pressão Arterial,” 2016.
- [56] J. L. Reuss, “Factors influencing fetal pulse oximetry performance,” *J. Clin. Monit. Comput.*, vol. 18, pp. 13–24, 2004.
- [57] B. Sangeeta and S. Laxmi, “A Real Time Analysis of PPG Signal for Measurement of SpO2 and Pulse Rate,” *Int. J. Comput. Appl.*, vol. 36, no. 11, pp. 45–50, 2011.
- [58] “What is Arduino? | Arduino.” [Online]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>. [Accessed: 01-Aug-2022].
- [59] Julien Bayle, *C Programming for Arduino*. Packt Pub, 2013.
- [60] E. S. I. Team, “ESP8266EX Datasheet,” 2015.
- [61] “NodeMCU ESP8266 Pinout, Specifications, Features & Datasheet.” [Online]. Available: <https://components101.com/development-boards/nodemcu-esp8266-pinout-features-and-datasheet>. [Accessed: 01-Aug-2022].
- [62] “Circuit Diagram Web Editor.” .

- [63] V. BCcomponents, “NTC Thermistors, Accuracy Line.”
- [64] T. INSTRUMENTS, “TL081 , TL081A , TL081B , TL082 , TL082A , TL082B,” no. September, 2004.

Anexos

Tabela A. 1 - Projetos existentes ou em desenvolvimento sobre monitorização à distância [44].

Nome do Projeto	Aplicação	Comunicação Sensor - Sensor	Comunicação Sensor - Ponto de Acesso	Comunicação Global	Sensores
BASUMA	Monitorização de saúde	UWB	N/A	N/A	ECG, Sensor reativo a oxigénio (ROS), SpO2, Espirometria
MobiHealth	Monitorização ambulatória	Manual	ZigBee/ Bluetooth	GPRS/Sistema de telecomunicação móvel	ECG
AID-N	Sistema de resposta de emergência	Com Fios	<i>Mesh/ ZigBee</i>	Wi-Fi Internet	Sangue, pulso e ECG.
MAHS	Cuidados de saúde	Bluetooth	Rede <i>Wireless</i>	Internet	Espirometria, pulso, temperatura, pressão
Code Blue	Cuidados Médicos	Com Fios	<i>Mesh/ ZigBee</i>	N/A	SpO2, movimento
LifeMinder	Cuidados pessoais diários em tempo real	Bluetooth	Bluetooth	Internet	Eléctrodos de resposta galvânica da pele, medidor de pulso, termómetro, acelerómetro, SpO2 e ECG
SMART	Monitorização em salas de espera	Com Fios	802.11.b	N/A	SpO2, ECG
CareNet	Cuidados de saúde remotos	N/A	ZigBee	Internet/ multi-hop 802.11	Giroscópio, acelerómetro tri-axial

ASNET	Monitorização remota	Com Fios ou interface Wi-Fi	Wi-Fi/ Ethernet	Internet/ Sistema Global de Comunicações Móveis	Temperatura e pressão sanguínea
WHMS	Cuidados de saúde	Com Fios	Wi-Fi	N/A	ECG
Human++	Entretenimento, estilo de vida	UWB	N/A	N/A	ECG, EMG, EEG
WiMoCA	Desporto/ deteção de gestos	Tipologia Estrela e protocolo MAC	Bluetooth	Wi-Fi/ Internet/ Rede Móvel/ Bluetooth	Acelerómetro Tri-axial
Ayushman	Monitorização de saúde	ZigBee	802.11	Internet	ECG, PA, oximetria, giroscópio, acelerómetro, sensores de marcha
MIMOSA	Inteligente Ambiente	RFID/ Bluetooth/ Wibree	UMTS/ GPRS	Internet	RFID, e outros
Lifeguard	Monitorização ambulatória para aplicações terrestres e espaciais	Com Fios	Bluetooth/ Internet	Bluetooth/ Internet	ECG, elétrodos respiratórios, SpO ₂ , Temperatura do sangue, acelerómetro incorporado
IBBT IM3	Cuidados à distância e Telemedicina	N/A	N/A	Internet	ECG, respiração, FC
MITHril	Cuidados de saúde	Com Fios	Wi-Fi	N/A	ECG
UbiMon	Cuidados de saúde	ZigBee	Wi-Fi/GRPS	Wi-Fi/GRPS	3-Lead ECG, banda de 2-Leads ECG, SpO ₂