

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO



FEUP

Desenvolvimento e integração de sensores numa Plataforma para sistemas de Monitorização Pessoais

João Pedro Sousa Oliveira

Mestrado Integrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Orientador: Gil Gonçalves (Professor)

Co-orientador: João Correia (Engenheiro)

9 de Março de 2012

A Dissertação intitulada

“Desenvolvimento e Integração de Sensores numa Plataforma para Sistemas de Monitorização Pessoais”

foi aprovada em provas realizadas em 15-02-2012

o júri



Presidente Professora Doutora Maria Teresa Magalhães da Silva Pinto de Andrade
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Electrotécnica e de Computadores da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



Professor Doutor Ricardo João Ferreira Simões
Professor Coordenador s/ Agregação Departamento de Design da Instituto Politécnico do Cávado e do Ave



Professor Doutor Gil Manuel Magalhães de Andrade Gonçalves
Assistente Convidado do Departamento de Engenharia Informática da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.



Autor - João Pedro Sousa Oliveira

Resumo

Nos tempos de hoje, o crescimento das doenças não transmissíveis, tais como doenças cardiovasculares e doenças respiratórias, é uma das preocupações da sociedade. Isto, associado ao envelhecimento da população, leva a que haja cada vez mais investimentos na saúde, principalmente na área da prevenção e monitorização.

Em resposta ao ritmo elevado com que novos desafios se colocam à sociedade atual, novas soluções no campo das tecnologias da informação, comunicação e eletrónica são desenvolvidas e postas no mercado com um ciclo de desenvolvimento cada vez mais curto.

Atualmente, com a miniaturização dos sistemas eletrónicos, é possível ter num mesmo aparelho de dimensões reduzidas a capacidade de aquisição de múltiplos sinais vitais o que aliada à capacidade de comunicação permite uma monitorização contínua de pessoas em situações de risco num ambiente assistido.

Para fazer face aos desafios impostos num ambiente tecnológico em constante mutação é necessário ter uma plataforma de monitorização dinâmica e modular capaz de por um lado fazer a aquisição de dados de diversas tecnologias e por outro comunicar das mais diversas formas com o exterior, o que implica disponibilizar um conjunto de interfaces alargado.

O objetivo deste documento é apresentar o desenvolvimento de um sistema de monitorização pessoal. Este sistema é constituído por dois módulos, um para a aquisição de bio sinais e outro para monitorização do estado fisiológico do utilizador. O módulo de aquisição de sinais é capaz de captar a atividade elétrica do coração e calcular o seu batimento cardíaco. Foi implementado um conjunto de filtros para uma melhor qualidade do ECG e estes dados são transmitidos por Bluetooth. A plataforma de monitorização pessoal consiste em receber estes dados e verificar se há valores anormais. Em caso afirmativo, este envia automaticamente um alerta para pessoal responsável, tendo várias interfaces disponíveis como as redes móveis ou WiFi.

Abstract

In modern times, the growth of non-communicable diseases such as cardiovascular and respiratory diseases, is a major concern of society. This, coupled with an aging population, means that there is an increasing investment in health, especially in the area of prevention and monitoring.

In response to the high rhythm that new challenges appears in society nowadays, new solutions in the area of information technology, communications and electronics are developed and put on market with a development cycle time shorter.

Currently, with the miniaturization of electronic systems, it is possible to have a single compact device for the ability to acquire multiple vital signs which combined with the ability to communicate allows continuous monitoring of people at risk in an assisted environment. To address the challenges of a changing technological environment is necessary to have a monitoring platform capable of dynamic and modular one hand to the acquisition of data from different technologies and the other in many different ways to communicate with the outside world, which implies interfaces provide an extended set.

The purpose of this paper is to present the development of a personal monitoring system. This system consists of two modules, one for the acquisition of bio signals and one for monitoring the physiological state of the user. The signal acquisition module is able to capture the heart's electrical activity and calculate your heartbeat. We have implemented a set of filters for better quality and ECG data are transmitted by Bluetooth. The monitoring platform is to receive such personal data and check for abnormal values. If so, it automatically sends an alert to staff, and various interfaces available as mobile networks or WiFi.

“Nearly all men can stand adversity, but if you want to test a man’s character,”
“ give him power.” Abraham Lincon

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Descrição do Projeto	4
1.3	Objetivos	6
1.4	Estrutura da Dissertação	6
2	Revisão Bibliográfica	9
2.1	Introdução	9
2.2	Sinais vitais e sensores	9
2.2.1	Eletrocardiograma (ECG)	11
2.2.2	Filtros	12
2.3	Tecnologias de comunicação e informação	13
2.4	Sistemas de Monitorização Pessoal	16
2.5	Falhas e erros	21
2.6	Discussão	22
3	Descrição do Problema	23
3.1	Descrição detalhada do problema	23
3.1.1	Módulo de aquisição de bio sinais	25
3.1.2	Módulo de monitorização pessoal	25
3.1.3	Requisitos	26
3.2	Arquitetura e funcionalidades do sistema	27
3.2.1	Aquisição de bio sinais	27
3.2.2	Plataforma de monitorização pessoal	28
3.2.3	Funcionalidades	29
3.3	Abordagem	30
4	Aquisição de Bio Sinais	31
4.1	Análise de requisitos e do projeto anterior	31
4.2	Arquitetura a desenvolver	33
4.3	Implementação	33
4.3.1	Eletrocardiograma e pulsação cardíaca	35
4.3.2	Comunicação sem fios	40
4.3.3	Arquitetura e organização das funções	44
4.3.4	Design da placa de circuito impresso	45
4.4	Conclusão	47

5	Plataforma de Monitorização Pessoal	49
5.1	Análise de requisitos e do projeto anterior	49
5.2	Arquitetura da plataforma de monitorização pessoal	50
5.3	Desenvolvimento	51
5.4	Implementação	54
6	Conclusão	59
6.1	Trabalhos futuros	60
A	Anexos	61
	Referências	69

Lista de Figuras

1.1	Figura ilustrativa do projeto NetCare [1]	4
1.2	Figura descritiva do projeto	5
2.1	Variações normais de batimento cardíaco, temperatura, frequência respiratória e pressão arterial corporal em função da idade [2]	10
2.2	Os tipos mais comuns são: (a) sucção (b) placa (c) descartável (adesivo)	11
2.3	Exemplos de posições usadas na colocação de eletrodos	12
2.4	ECG e as suas secções.	12
2.5	Atuais redes sem fios, sua velocidade e alcance	15
2.6	Sistema MagIC: (a) dispositivo portátil (b) T-shirt com sensores (c) eletrodos têxteis [3]	16
2.7	Arquitetura do sistema de monitorização do projeto Smart Vest [4]	17
2.8	Componentes do sistema LifeGuard [5]	18
2.9	Sistema do projeto AMON [6]	19
2.10	Módulos do sistema WEALTHY [7]	19
2.11	PCB e suas componentes, utilizada no projeto CodeBlue [8]	20
2.12	Arquitetura do sistema desenvolvida em [9]	20
3.1	Cenário possível para aplicação	24
3.2	Arquitetura de alto nível	27
3.3	Divisão do módulo de aquisição de bio sinais em funcionalidades	28
3.4	Componentes da plataforma de monitorização pessoal	28
3.5	Etapas	30
4.1	Montagem do circuito na <i>breadboard</i> : (a) Amplificador de instrumentação (b) Driven right leg (c) Filtro passa-banda (filtro passa-alto e passa-baixo) (d) Filtro rejeita-banda (e) Circuito amplificador	32
4.2	Interface do sistema KeepCare com sinais captados pelo sistema desenvolvido anteriormente	32
4.3	Divisão do módulo de aquisição de sinais	33
4.4	Características do microcontrolador usado	34
4.5	Esquema do INA128	35
4.6	Esquema do OPA2277	35
4.7	Resultado da captação só com o circuito de condicionamento de sinal sem adaptações	35
4.8	ECG com o aumento do ganho para 250	36
4.9	Comparação entre filtros com a variação do ganho	37
4.10	Comparação entre filtros com a variação da frequência de amostragem	37
4.11	Comparação entre filtros com a variação do tipo de filtros	38
4.12	ECG resultante dos filtros implementados	38

4.13	ECG feito com eletrodos têxteis	39
4.14	Algoritmo para calculo da pulsação	40
4.15	Exemplo de uma trama do protocolo. Na primeira posição corresponde ao cabeçalho da trama, a segunda posição corresponde ao tipo de comando, na terceira posição o sinal que o módulo pretende obter, na quarta posição o valor a receber, na quinta posição corresponde ao fecho da trama e na sexta posição o valor CRC da trama	40
4.16	Protocolo do sistema NetCare: tabela de pedidos	41
4.17	Diagrama de sequência Mote - PSU.	41
4.18	Algoritmo que verifica o conteúdo da trama e guarda os dados relativamente ao pedido a processar	42
4.19	Algoritmo que processa o pedido	43
4.20	Teste relativo ao pedido de 1 segundo de ECG	43
4.21	Implementação das funcionalidades	44
4.22	Interface gráfica da aplicação WISE com o ECG resultante do módulo de aquisição de bio sinais desenvolvido	45
4.23	Layout da PCB	46
5.1	Arquitetura de alto nível do projeto anterior	50
5.2	Arquitetura de alto nível do corrente projeto	51
5.3	Pico-sam9g45 - Placa escolhida para o desenvolvimento	53
5.4	Execução dos comandos “hciconfig”, “hcitool scan”, “hcitool info” e “l2ping”	54
5.5	Execução dos comandos “sdptool browse”	55
5.6	Execução dos comandos “hcitool cc” e “hcitool con”	55
5.7	Diagrama temporal entre PMP e servidor	56
5.8	Envio de dados por parte da PMP	56
5.9	Receção de dados no servidor	57
5.10	Parte da lista de redes WiFi	57

Lista de Tabelas

2.1	Alguns tipos de sensores integrados em projetos semelhantes	10
2.2	Lista de projetos para monitorização de bio sinais [10]	21
2.3	Fatores a ter em conta no desenvolvimento de um sistema de monitorização [10] .	22
3.1	Requisitos do sistema	26
3.2	Funcionalidades a implementar no módulo de aquisição de bio sinais	29
3.3	Funcionalidades a implementar na plataforma de monitorização pessoal	29
4.1	Requisitos para o módulo de aquisição de sinais e sua descrição	31
5.1	Requisitos para o módulo de monitorização pessoal	49
5.2	Lista de placas pesquisadas	52

Abreviaturas e Símbolos

3G	3 rd Generation
AD	Analógico-Digital
ADC	Analog-Digital Converter
CPOD	Crew Physiologic Observation Device
CRC	Cyclic Redundancy Check
DIP	Dual In-line Package
DAC	Digital-Analog Converter
DHCP	Dynamic Host Configuration Protocol
DMA	Direct Memory Access
DSP	Digital Signal Processor
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiograma
EUA	Estados Unidos da América
FIR	Finite Impulse Response
GPRS	General Packet Radio Service
GPS	Global Positioning System
GSM	Groupe Spécial Mobile
I ² C	Inter-Integrated Circuit
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
IIR	Infinite Impulse Responce
IP	Internet Protocol
LCD	Liquid Crystal Display
MIPS	Million Instructions Per Second
PAN	Personal Area Network
PCB	Printed Circuit Board
PC	Personal Computer
PDA	Personal Device Assistent
PMP	Placa de Monitorização Pessoal
PPG	Photoplethysmogram
PPU	Portable Patient Unit
PSU	Personal Sensor Unit
RF	Radio Frequency
RTC	Real Time Clock
SD	Secure Digital
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SPI	Serial Peripheral Interface
SQL	Structured Query Language
TCP	Transmission Control Protocol
TQFP	Thin plastic Quad Flat Package

UART	Universal Asynchronous Receiver/Transmitter
UMTS	Universal Mobile Telecommunications System
USB	Universal Serial Bus
WiFi	Wireless Fidelity
WLAN	Wireless Local Area Network
WSN	Wireless Sensor Network

Capítulo 1

Introdução

A realização deste projeto surge na continuidade da parceria entre duas entidades, Inovamais e FEUP, tendo decorrido nas instalações da primeira, a partir de Setembro de 2011. O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de circuito para leitura do ECG (eletrocardiograma) e outros sinais, com vista à criação de um sistema funcional de recolha e controlo, em tempo real, dos dados vitais relativos ao estado do paciente cardíaco, análise da informação recolhida e seu envio para um servidor, de forma a possibilitar a sua posterior consulta, implementando-se, assim, um sistema de comunicação articulado apto a possibilitar a troca de informação entre todos os sistemas envolventes

O relatório deste trabalho, apresentado como dissertação do Mestrado Integrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, visa caracterizar o projeto desenvolvido, com identificação do seu objetivo e âmbito, descrição do seu planeamento, desenvolvimento e progresso, incluindo os testes e resultados obtidos e, por fim, a exposição da respetiva conclusão.

1.1 Enquadramento

Em Setembro de 2011, a World Health Organization (organização mundial de saúde) divulgou um relatório onde se anunciaram as doenças não transmissíveis como a maior causa de morte no mundo. Em 2008, mais de 36 milhões de pessoas morreram devido a doenças não transmissíveis, principalmente a doenças cardiovasculares (48%), cancro (21%), doenças respiratórias crónicas (12%) e diabetes (3%). Mais de 9 milhões dessas mortes ocorreram em pessoas com menos de 60 anos e muitas delas poderiam ser evitadas. Em Portugal, cerca de 32% dos óbitos são atribuídos às doenças cardiovasculares[11].

Também é reconhecido que a maior parte dos pacientes que sofrem de doenças cardiovasculares padeceram, sem tratamento, durante um mês depois de ocorrerem os primeiros sintomas e cerca de dois terços antes de chegarem ao hospital[12].

Perante estes factos, toma-se como fundamental a preocupação de identificar atempadamente os primeiros sintomas dos problemas cardiovasculares, para possibilitar a sua prevenção e, assim, evitar lesões mais graves ou até a morte. Uma solução certamente eficaz pode ser encontrada através da monitorização e controlo contínuo, em tempo real, dos sinais vitais, tais como a atividade elétrica do coração, ritmo cardíaco, o nível de oxigénio do sangue, temperatura e pressão arterial.

Outro dos desafios com que a humanidade se depara é o envelhecimento da população, espelhado no aumento progressivo da esperança média de vida, sobretudo nos países desenvolvidos, o que constitui um facto preocupante a nível mundial, dadas as significativas repercussões na vida social do progressivo envelhecimento da população, particularmente no que diz respeito à saúde. Um exemplo destas repercussões é o aumento considerável da frequência das emergências médicas[13].

Numa sociedade onde estão presentes, além de outros, estes dois grandes desafios, torna-se difícil a gestão global e equitativa dos serviços de saúde pelos pacientes para além do que se trona insuportavelmente dispendioso o custo das hospitalizações, uma vez que o sistema mais utilizado para a monitorização do estado de saúde restringe o paciente ao espaço apropriado na sua própria unidade de saúde.

Este particular circunstancialismo levanta vários problemas, nomeadamente o da hospitalização do paciente, que pode provocar adulteração dos resultados da monitorização, atendendo a que, psicologicamente, muitos doentes sentem-se bastante desconfortáveis em ambientes hospitalares, chegando a sofrer de *stress*, com o conseqüente efeito de perturbação do valor e do significado dos sinais vitais monitorizados. Outra opção defensável, além da hospitalização, é a da prestação dos cuidados de saúde ao domicílio por enfermeiros e médicos. Todavia, devido ao seu elevado custo e a participação reduzida por parte do Estado, esta solução revela-se menos acessível para o paciente.

Um sistema de monitorização onde não seja necessária a presença física do utente na unidade de saúde nem o serviço ao domicílio de enfermeiros é possível e desejável. Nestas condições, os apoios logísticos e financeiros relacionados com os serviços de saúde podem diminuir, se associados a sistemas deste tipo, garantindo-se ao atual utente dos serviços de uma melhor qualidade do serviço prestado, no conforto do seu habitat próprio, com minimização do risco de influência dos sinais vitais e, especialmente, e a um preço mais acessível.

Por outro lado, um tal sistema de saúde também tornar-se-ia mais descentralizado, originando uma vasta série de vantagens adicionais, como a facilitação da gestão de serviços de saúde pela via da simplificação e libertação de tarefas burocráticas supérfluas e conseqüente embaratecimento dos serviços.

Apesar de as doenças cardiovasculares representarem a principal preocupação neste tipo de aplicações, devido ao seu nível de atenção ser demasiado alto, também concorrem outras circunstâncias em que pode ser útil a adoção de um sistema de monitorização de sinais vitais, com inclusão de outro tipo de sensores.

Um dos casos em que este sistema pode ser praticável é o dos desastres naturais e em acidentes de grande escala, onde se regista um grande número de vítimas e as necessidades de atendimento

pré hospitalar normalmente excedem os recursos materiais e humanos disponíveis. Nestas situações, torna-se necessária realização de uma triagem rápida e eficiente, pois os primeiros minutos são muito importantes. Há a necessidade de avaliar o estado de saúde das vítimas, definir os casos prioritários, tratar e transportar devidamente os pacientes para prevenir o maior número de lesões e evitar o maior número de mortes. Com um sistema constituído por dispositivos que fiquem rapidamente operacionais e que recolham de imediato dados sobre o estado das vítimas, é possível obter uma triagem rápida, uma operação mais eficiente e uma melhor gestão dos recursos.

Desde sempre, a ciência promoveu a investigação na busca da melhoria da qualidade de vida do ser humano. Atualmente, nesse sentido, decorre universalmente um esforço de pesquisa contínua em áreas diversas, tais como processamento digital de sinais, engenharia eletromagnética, eletrónica ou informática, para desenvolver equipamentos, dispositivos e sistemas cada vez mais inteligentes e eficazes.[14].

Hoje em dia, com a miniaturização dos sistemas e as novas tecnologias da comunicação sem fios, estão já disponíveis no mercado algumas soluções criadas na área da saúde com aplicação a nível doméstico, hospitalar, militar e em situações de emergência.

Com todos os factos aqui apresentados, o desenvolvimento de sistemas de monitorização para uso em ambiente doméstico é uma aposta aliciante, porquanto o número de clientes alvo é incommensurável e, embora existam alguns projetos em desenvolvimento, há muito por explorar, principalmente no domínio das tecnologias de comunicação sem fios e na diversificação do tipo de monitorização a fazer, afeiçãoando a especificidade da monitorização às particularidades do problema detetado, de forma a prevenir e controlar as anomalias verificadas.

NETCARE - Projecto anterior [1]

NETCARE foi um projeto desenvolvido anteriormente pela Inovamais, em parceria com Agilus I+D, a Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Hospital de São Sebastião (Santa Maria da Feira) e SPECULUM. Consistiu na conceção de uma plataforma de monitorização onde os serviços de saúde (por exemplo, urgências do hospital e a ambulância) estavam interligados e os médicos podiam consultar a situação dos vários pacientes em qualquer momento. O sistema é constituído pelo kit Go-Wireless, que comunica com um repositório, atualizando a situação do paciente. Essa informação é disponibilizada numa aplicação Web e pode ser consultada por qualquer dispositivo, móvel ou fixo, desde que tenha ligação à Web. A imagem 1.1 serve para ilustrar graficamente a estrutura do sistema.

O *kit Go-Wireless* pode ser considerado uma PAN, que consiste numa rede de sensores de curto alcance associados a um utilizador. Neste caso específico, é constituído por PSU's onde se mobilizam vários sensores de sinais vitais, como ECG, oxímetro e temperatura, para recolha de informações sobre o paciente. Estes dispositivos também asseguram o tratamento dos dados e comunicam com a unidade base (disponível no próprio kit), sendo este o repositório de toda a informação relativa ao paciente. Toda a informação pode ser consultada localmente, a partir de um

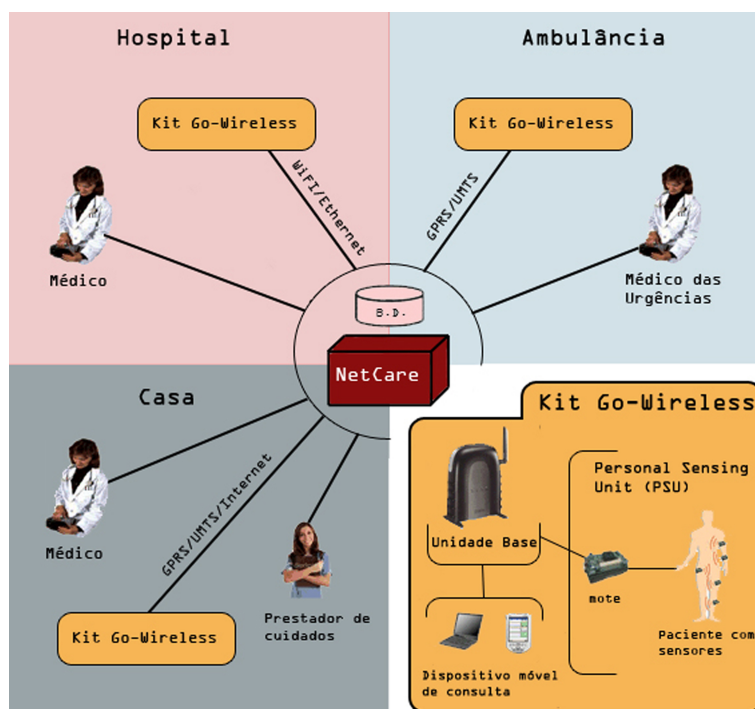


Figura 1.1: Figura ilustrativa do projeto NetCare [1]

PDA, portátil ou computador fixo, e também está disponível em unidades de saúde. Com o *kit Go-Wireless*, também é disponibilizado um conjunto de *Range Expanders* para aumentar a cobertura da rede local, propiciando-se ao utilizador uma maior mobilidade sem perda da ligação à Web.

Aquela aplicação Web é conhecida pela denominação de CareSense e inclui outras funcionalidades que não só as de consulta dos pacientes. Com esta aplicação, torna-se possível a monitorização em tempo real, incluindo a ativação de alarmes, a gestão dos dados do paciente, a comunicação com outros profissionais de saúde e o acesso ao sistema de apoio à decisão médica. Para suportar a aplicação Web, existe uma base de dados em SQL, para armazenamento dos dados, e um conjunto de *Web Services* para onde as unidades base enviam as informações recolhidas destinadas a análise e sua posterior guarda.

1.2 Descrição do Projeto

Neste projeto propõe-se o desenvolvimento de um sistema capaz de monitorizar sinais vitais do corpo humano em tempo real, incluindo também a capacidade de comunicar com o exterior através de tecnologias diferentes. Com as novas soluções no campo das tecnologias da informação e comunicação e a miniaturização dos sistemas eletrónicos, é possível concentrar, num mesmo aparelho de dimensões reduzidas, a capacidade de aquisição de múltiplos sinais vitais e de comunicação por diferentes vias com um servidor, apenas alimentado por uma pequena bateria. Constituiu objetivo específico deste projeto o desenvolvimento de uma placa de aquisição

de sinais e uma plataforma de monitorização pessoal com capacidade de comunicação com um servidor local ou remoto.

A placa de aquisição de sinais é apetrechada com sensores ligados para aquisição dos sinais vitais como, por exemplo, a atividade elétrica do coração, a quantidade de oxigénio no sangue e a temperatura, entre outros. Como os sinais captados são suscetíveis de serem influenciados por algum género de ruído e/ou interferência, impõe-se especial cuidado na sua transferência e conservação. Por exemplo, sendo a atividade elétrica do coração medida através do eletrocardiograma, este não se pode confinar a um mero conjunto de eletrodos de medida dos impulsos elétrico do coração, sob pena de, por força do ruído, os dados adquiridos não assegurarem avaliação médica rigorosa. Assim sendo, tem sempre que se associar algum tipo de tratamento complementar aos sinais adquiridos pelos sensores (filtragem, amplificação, entre outros), sendo estes transmitidos através de uma rede de baixo alcance para a plataforma de monitorização pessoal.

A plataforma de monitorização pessoal recebe os dados enviados pela placa de aquisição e disponibiliza-os na Web, constituindo, assim, um género de ponte entre o utente e os profissionais de saúde associados. Mas, entretanto, para colmatar os eventuais problemas que possam surgir, tais como a ausência da ligação à Web ou ainda alguma urgência em que seja necessário a intervenção de médico ou enfermeiro, são implementados algoritmos para tornar o sistema mais autónomo na monitorização, fornecer a localização do utente e ativar alarmes para uma intervenção mais rápida e eficiente. Nesta plataforma, estão implementadas várias tecnologias de comunicação como WiFi, Zigbee, GPRS, GPS e Bluetooth para minimizar, tanto quanto possível, o risco de o paciente se tornar incomunicável e assegurar permanentemente a localização do utilizador.

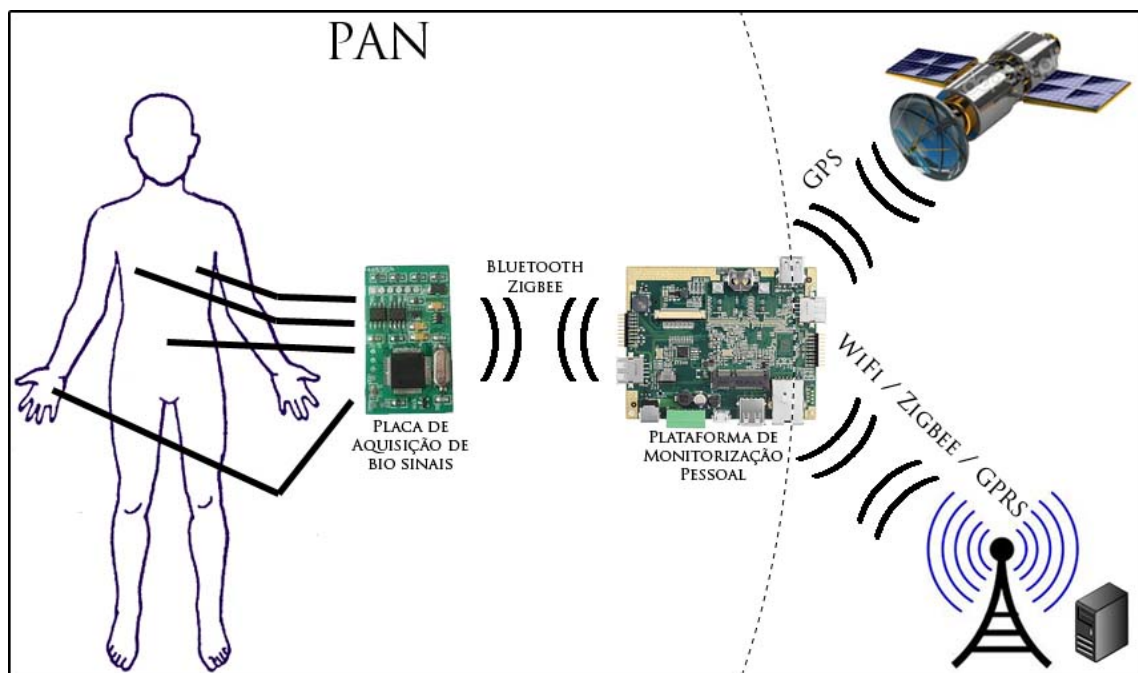


Figura 1.2: Figura descritiva do projeto

Na figura 1.2 estão diagramaticamente representadas, de forma sucinta, as várias áreas e tecnologias envolvidas a implementar neste projeto, as quais, todavia, se devem encarar apenas como uma parte de um todo bem mais complexo. Como se pode observar na figura, a PAN é constituída pelos sensores e pela placa de aquisição de bio sinais. A PMP, embora esteja diretamente relacionada com a placa de aquisição de bio sinais, pode não fazer parte desta área, dependendo da maneira como for aplicada no projeto.

1.3 Objetivos

Em resposta ao ritmo elevado com que novos desafios se colocam à sociedade atual, novas soluções no campo das tecnologias da informação, comunicação e eletrónica são desenvolvidas e postas no mercado com um ciclo de desenvolvimento cada vez mais curto.

Atualmente, com a miniaturização dos sistemas eletrónicos, é possível dispor, num pequeno dispositivo, da capacidade de aquisição de múltiplos sinais vitais e de comunicação, viabilizando-se, assim, uma monitorização contínua de pacientes em situações de risco num ambiente assistido.

Esta dissertação intenta três objetivos principais:

- O desenvolvimento dos circuitos de condicionamento de sinal para sensores de ECG e Oximetria.
- O desenvolvimento do *software* embarcado para a aquisição, filtragem digital e análise do sinal recebido de ambos os sensores, com a conceção de algoritmos de deteção automática de arritmias, disritmias e outras anomalias cardíacas nos sinais de ECG recebidos.
- A implementação de protocolos de comunicação no *software* embarcado para a ligação de sensores *third party*, que podem ser, entre outros, de pressão arterial, batimentos cardíacos e temperatura.

O trabalho a desenvolver deve ser interpretado como um esforço de evolução de um protótipo já existente, com o intuito de aumentar a capacidade de deteção de sinais vitais na plataforma de monitorização pessoal.

1.4 Estrutura da Dissertação

Este documento é organizado em seis capítulos, dos quais este é o primeiro, ocupando-se do enquadramento geral do tema, da introdução ao problema e da definição dos objetivos a cumprir na sua resolução.

No segundo capítulo, é apresentado o estado atual da arte desenvolvido conforme o estudo prévio realizado sobre o tema proposto, com apresentação das respetivas avaliações e conclusões, tendo em foco a resolução do problema em apreço.

O terceiro capítulo inclui uma descrição tecnicamente mais pormenorizada do projeto, com a dilucidação dos requisitos do sistema, das funcionalidades implementadas e da metodologia de solução.

No capítulo 4, procede-se à caracterização do trabalho de desenvolvimento da placa de aquisição de bio sinais, com exposição minuciosa da análise dos requisitos previamente impostos e descrição da estruturação e implementação da placa. Igualmente se abordam as questões de maior relevância que surgiram, são fornecidas explicações para a tomada de certas decisões no seu decurso e apresentam-se os vários testes executados, seus resultados e respetivas conclusões.

O capítulo 5 é equivalente ao quarto, isto é, abrange os mesmos tópicos, mas relacionados com a PMP. Inclui a análise prévia, a organização e a exposição das etapas percorridas no desenvolvimento do sistema.

Por último, no capítulo 6 são apresentadas as principais conclusões acerca do sistema desenvolvido, as dificuldades que exigiram mais atenção e ideias para futuras funcionalidades que se podem integrar no sistema desenvolvido.

Capítulo 2

Revisão Bibliográfica

2.1 Introdução

Neste capítulo é apresentado a recolha prévia de informação para melhor compreensão do sistema a desenvolver e as tecnologias e arquiteturas a utilizar. A implementação de um novo sistema exige sempre o aturado conhecimento prévio dos sistemas de monitorização dos sinais vitais e tecnologias já criados e em uso, o que muito facilita a compreensão de todo o problema. Neste tipo de sistemas destaca-se um conjunto de aspetos com maior relevância, como, por exemplo, o tipo de sensores e o tipo de tecnologias de comunicação utilizados, bem como a arquitetura mais conveniente. Uma breve explicação dos sinais vitais e sensores respetivos está presente neste capítulo, tal como as ferramentas de suporte e apoio ao desenvolvimento deste projeto. Neste capítulo também são abordados alguns fatores inerentes a este género de projetos, como são, a título exemplificativo, as possíveis falhas e erros que podem ocorrer nestes sistemas.

2.2 Sinais vitais e sensores

A medição dos sinais vitais e a execução do exame físico, como parte do processo de avaliação, são feitos com visa à reunião de informações sobre o funcionamento fisiológico do corpo. Sinais como temperatura, pulso, respiração e pressão arterial, entre outros, são medidos e os resultados vão sendo comparados entre si, interpretando-se as suas variações como possível revelação de potenciais problemas no estado de saúde do utente. A medição destes sinais é indispensável e necessária para avaliação ou monitorização contínua do utente em certas situações (por exemplo, quando o utente é admitido numa unidade de saúde ou submetido a cirurgias e intervenções delicadas).

Para a medida destes bio sinais são utilizados diversos sensores. Na tabela 2.1 é apresentado um resumo dos diferentes sensores utilizados em vários projetos e que podem ser integrados num sistema de monitorização.

Tipo de bio sinal	Tipo de sensor
Eletrocardiograma	Eletrodos no peito
Pressão arterial	Esfigmomanómetro
Temperatura superficial do corpo	Sensor de temperatura
Frequência respiratória	Sensor piezoresistivo
Nível da saturação de oxigénio	Oxímetro de pulso
Batimento cardíaco	Oxímetro de pulso ou eletrodos superficiais
Transpiração	Resposta galvânica da pele
Eletromiograma	Eletrodos superficiais
Movimentos corporais	Acelerómetro

Tabela 2.1: Alguns tipos de sensores integrados em projetos semelhantes

Além dos sinais referidos na tabela, outros sinais biológicos, tais como o nível de açúcar no sangue e a atividade cerebral, podem também ser analisados em sistemas de monitorização.

Na figura 2.1 apresenta-se a gama de valores considerados normais para o pulso, temperatura, frequência respiratória e pressão arterial para as várias idades.

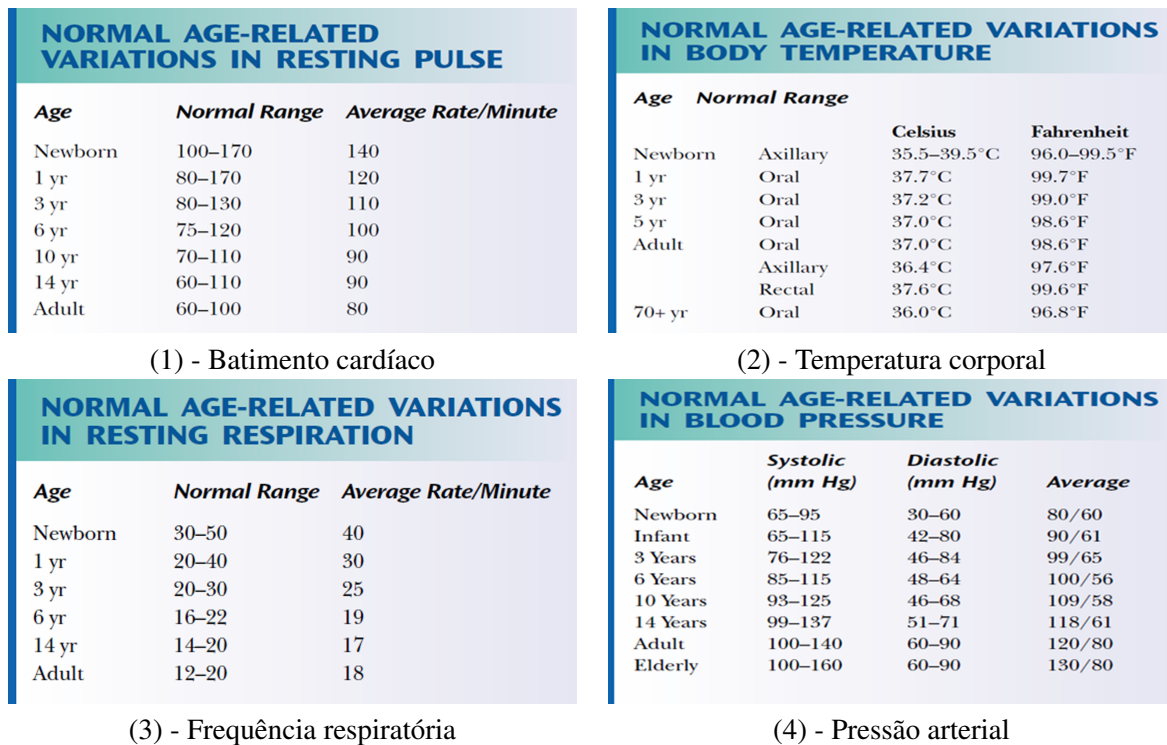


Figura 2.1: Variações normais de batimento cardíaco, temperatura, frequência respiratória e pressão arterial corporal em função da idade [2]

2.2.1 Eletrocardiograma (ECG)

Os eletrocardiógrafos são usados para detetar, de forma não invasiva, os sinais elétricos associados à atividade cardíaca e produzem o eletrocardiograma, ECG, num registo gráfico de tensão elétrica em função do tempo. O ECG é usado para diagnosticar, acompanhar a evolução de patologias do coração e monitorizar o estado do mesmo, pois o eletrocardiógrafo pode ser integrado em sistemas de tempo real e mostrar continuamente os dados captados. Os eletrocardiógrafos dispõem de elétrodos, de tipologia diversa, para captação da atividade elétrica, sendo colocados sobre a superfície corporal.

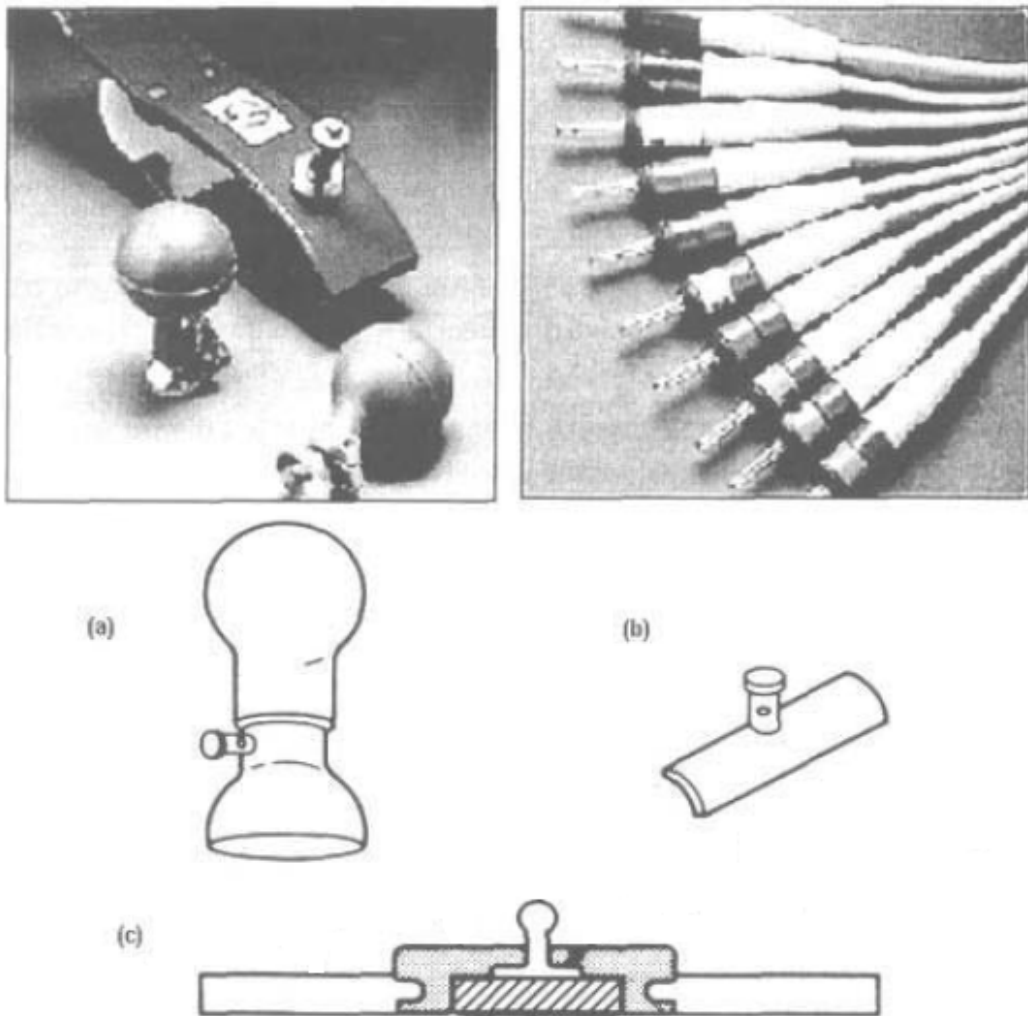


Figura 2.2: Os tipos mais comuns são: (a) sucção (b) placa (c) descartável (adesivo)

Além destes, os eletrodos têxteis também começam a ser utilizados devido ao maior grau de conforto que provoca no utilizador e ao facto de serem reutilizáveis. No entanto, possuem a desvantagem de produzirem um eletrocardiograma menos confiável.

É variada a gama dos modos alternativos de uso dos eletrodos para captação da atividade elétrica do coração, isto é, o número de eletrodos pode variar desde 3 a 12, dependendo do grau de precisão que se queira obter e do tipo de análise pretendido. Outros fatores importantes para o sucesso do eletrocardiograma são os circuitos de condicionamento de sinal e a qualidade da instrumentação, mais especificamente, da qualidade dos amplificadores e dos filtros utilizados.

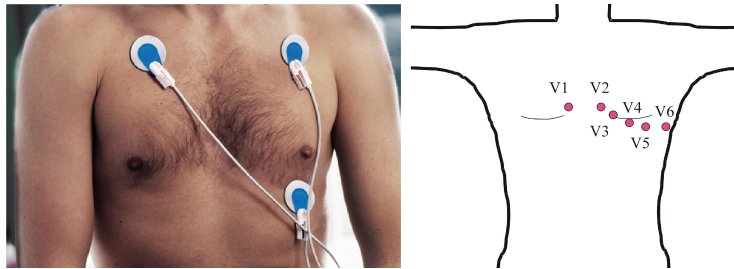


Figura 2.3: Exemplos de posições usadas na colocação de eletrodos

Em suma, a partir do eletrocardiograma, torna-se possível monitorizar a atividade cardíaca, calcular a pulsação (um dos sinais vitais), fazer diagnósticos de problemas cardíacos e, até, apurar se o coração reage dentro dos padrões aconselhados quando submetido a esforço e *stress*.

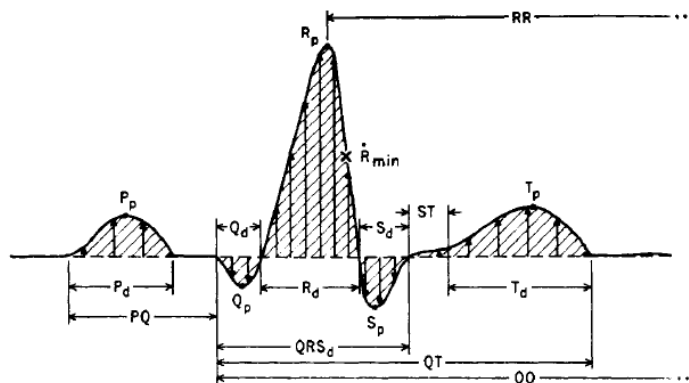


Figura 2.4: ECG e as suas secções.

2.2.2 Filtros

A utilização de um filtro digital apresenta inúmeras vantagens sobre um filtro analógico. Uma delas resulta de os filtros digitais serem programáveis, ou seja, durante uma operação pode-se armazenar os dados na memória do processador e, assim, reajustar as próprias características dos filtros em utilização.

Os filtros analógicos, geralmente compostos por componentes ativos, estão sujeitos a variações porque tem uma maior sensibilidade à temperatura e outros fatores externos. As variações dos filtros digitais são menores pois estão menos sujeitos a sofrer influências exteriores, o que os

torna bastante mais estáveis. Outra vantagem é a facilidade de implementação de filtros de ordem elevada, o que induz a melhoria do SNR dos filtros digitais.

No entanto, na realização do ECG, importa um cuidado particular com os tipos de ruídos, isto é, os vários tipos de interferências aquando da captação da atividade elétrica do coração: ([9, 15, 16, 17])

- Interferência da alimentação de circuito – a alimentação elétrica dos componentes introduz ruído nas frequências 50Hz ou 60Hz, dependendo do país;
- Eletrodos – o contato entre os eletrodos e a superfície do corpo é pouco estável, provocando variações no sinal captado;
- Atividade dos músculos – a atividade muscular é feita por impulsos elétricos, estando dissimulada nos sinais captados;
- Respiração – o ato de respirar interfere, porquanto a variação do volume do tórax induzida pelo ato da respiração influencia o sinal captado pelos eletrodos.

Em relação aos filtros digitais, podem-se utilizar 2 tipos distintos: os FIR e IIR. Os FIR são estáveis mas, devido ao seu elevado número de coeficientes, a sua implementação resulta num algoritmo extenso e demorado. Já os filtros IIR são de mais fácil implementação, necessitando de menos recursos com o seu número reduzido de coeficientes, mas também se tornam mais instáveis.

$$\text{Função de transferência do filtro IIR: } H(z) = \frac{\sum_{i=0}^P b_i z^{-i}}{1 + \sum_{j=0}^Q a_j z^{-j}}$$

$$\text{Função de transferência do filtro FIR: } H(z) = \sum_{n=0}^N b_n z^{-n}$$

Durante o estudo de outros projetos para realização do ECG, apurou-se a utilização de frequências várias de amostragem para a conversão analógico-digita, variando entre 250Hz a 1000Hz, consoante o tipo de aplicação e de análise pretendida à atividade elétrica do coração.

Normalmente, os tipos de filtros usados para o ECG correspondem ao passa-baixo, passa-alto e rejeita banda. No entanto, naqueloutros projetos, também se detetou o uso do filtro passa-banda, na vez dos dois filtros de rejeição de altas e baixas frequências. No estudo efetuado concluiu-se que maior parte dos filtros usados rejeitavam sempre frequências superiores a 100Hz. Também era utilizado um passa-alto, em que a frequência de corte varia entre 0,05Hz a 5Hz. As características do filtro rejeita banda variam, dependendo do local do projeto: na Europa são definidos para rejeitar os 50Hz; já nos EUA rejeitam os 60Hz, devido a interferências da alimentação.

2.3 Tecnologias de comunicação e informação

Com a evolução verificada no campo das tecnologias de comunicação e informação, neste momento estão disponíveis várias formas de interligação dos vários dispositivos e componentes de

um sistema. O subsistema da comunicação de um projeto é desenvolvido conforme a sua aplicação e a sua área de integração, sendo os principais fatores a considerar: a distância, a fiabilidade, a robustez e a velocidade da transmissão de dados. Os tipos de comunicação dividem-se em dois grandes grupos: os que utilizam um ou vários fios para fazer a ligação, ditas comunicações por fio, e o que transmite os seus dados pelo ar (comumente denominada de comunicação sem fio), não necessitando de uma estrutura física para a levar a mensagem ao seu recetor. De seguida, fornece-se uma explicação resumida de ambas as tecnologias e a sua aplicabilidade.

As comunicações com fio normalmente atingem e asseguram uma grande velocidade de transmissão e resistem mais a interferências externas provocadas por outros sistemas e pelo meio ambiente; algumas estruturas até conseguem anular parte dessas interferências. Outra maneira de corrigir e/ou anular os erros na transmissão consegue-se pela modulação de sinais e a implementação de protocolos. Contudo, o seu alcance está restrito à sua estrutura física, isto é, a necessidade do fio para transmitir a mensagem implica que os dispositivos apenas comunicam entre si se tiverem fisicamente ligados, havendo alguns tipos de comunicação que são limitados a determinado número de ligações. Os sistemas mais conhecidos utilizam o cabo coaxial e a fibra ótica para a propagação do sinal; mas, neste tipo de casos, as tecnologias mais utilizadas são integradas em sistemas embebidos para comunicação entre os seus componentes, como I²C, SPI e UART, utilizando dois ou mais fios em obediência a umas determinadas regras concebidas para assegurar a fiabilidade da transferência de dados.

As tecnologias que não recorrem a fios permitem uma maior mobilidade dos dispositivos interligados, mas a sua implementação tem de ser adaptada ao meio ambiente. A transmissão de mensagens está sujeita a mais interferências, o que implica modulações mais complexas e protocolos com um superior nível de computação. Sendo assim, este tipo de tecnologia é mais difícil de implementar, precisa de uma maior atenção quando se integra num projeto e, como é mais fácil interceptar os dados, até a segurança dos dados e mensagens precisa de um nível maior de encriptação. Outra vantagem é a da dimensão do alcance e da área que este tipo de comunicação pode abranger. Como é conhecido, quase todas as pessoas possuem um telemóvel para comunicarem entre si, sendo este o exemplo óbvio da mobilidade e da cobertura que este tipo de sistema dispõe aos seus utilizadores. Na comunicação sem fios, estão disponíveis várias soluções tecnológicas envolvidas em projetos nesta área, destacando-se de seguida as mais interessantes:

- Zigbee - Um conjunto de especificações para comunicação entre diversos dispositivos eletrónicos. Consiste em comunicação de baixa potência, baixa taxa de transmissão de dados e com baixo custo de implantação, tomando referência o padrão IEEE 802.15.4. O IEEE 802.15.4 corresponde a um conjunto de normas que define o protocolo quanto ao comportamento da comunicação entre dispositivos dentro de uma PAN, por RF. As especificações contidas tornam o empenho adequado aos dispositivos de monitorização e controlo, cujas características, tais como conexões confiáveis, tempo de latência da mensagem e possibilidade de implementação em dispositivos dotados de poucos recursos computacionais, sejam imperativas.

- Bluetooth - Tecnologia usada em PAN's para conexão de dispositivos a uma rede e comunicação destes entre si. É uma tecnologia de baixo alcance e os dispositivos utilizadores de Bluetooth são normalmente de baixo consumo.
- WiFi - É o nome popular atribuído à tecnologia sem fios, implementada com o conjunto de *standards* 802.11 do IEEE. Para controlo dos inúmeros equipamentos que cumprem com o *standard* 802.11, foi criada uma organização responsável pela certificação de equipamentos, a que foi dada o nome de Wi-Fi Alliance, responsável pela garantia da interoperabilidade de todos os equipamentos. Esta organização foi constituída em 1999, composta inicialmente por empresas como Cisco, Conexant, Agere, Nokia e Symbol. Atualmente é constituída por mais de 400 membros. Este *standard* é responsável pela implementação de redes área local sem fio (WLAN) que, quando associado a outras tecnologias, permite forma segura o acesso a redes sem fio de alta velocidade.
- GPRS e equivalentes - Tecnologia usada pelos operadores de telemóveis em todo mundo. Este sistema suporta chamadas, mensagens de texto e até o acesso a Web, em alguns casos.
- GPS - Sistema que permite localizar por satélite o objeto ou pessoa em causa. Neste caso, é utilizado para detetar a localização dos utentes viabilizando uma rápida atuação sobre este, se necessário.

Na figura seguinte apresenta a relação existente entre o alcance das redes sem fios com a sua velocidade, sendo assim perceptível o panorama geral das tecnologias de comunicação sem fios nos tempos atuais.

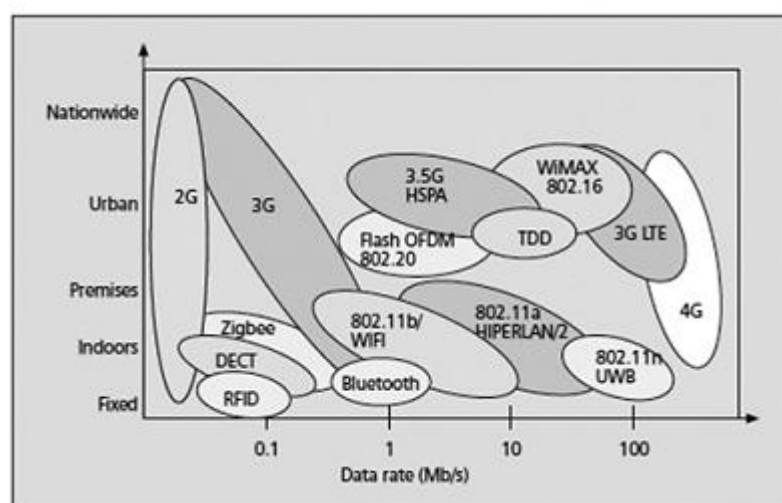


Figura 2.5: Atuais redes sem fios, sua velocidade e alcance

2.4 Sistemas de Monitorização Pessoal

Nesta secção são apresentados alguns sistemas de monitorização, todos eles baseados no controlo e acompanhamento de sinais vitais para observação do estado de saúde do paciente. Outro fator em comum é a utilização de tecnologias sem fios para comunicação entre dispositivos. A miniaturização dos componentes leva ao desenvolvimento de pequenos dispositivos com diversos sensores integrados de forma que seja possível a sua utilização sem criar desconforto aos utilizadores. Esta mobilidade, aliada à comunicação sem fios, propicia boas condições para pacientes delicados, levando-os a sentirem-se mais seguros e livres para deslocação aonde desejarem. De seguida é descrito um conjunto de sistemas e projetos desenvolvidos, incluindo alguns que já foram testados em ambientes reais.

MagIC System - Advancements in the Monitoring of Cardiorespiratory Function in Active People by Textile Technology. [3]

O sistema MagIC é, basicamente, composto por uma T-shirt com múltiplos sensores e um dispositivo portátil, examinando o utilizador de uma forma não invasiva (ver figura 2.6). Na T-shirt são incluídos, ao nível do tórax, dois elétrodos para o ECG e um pletismógrafo piezoresistivo para medição dos movimentos respiratórios e cálculo da frequência respiratória, sendo os sensores compostos por material têxtil. Através das conexões feitas de fibras condutoras, ECG e os sinais respiratórios são transmitidos para um dispositivo eletrónico (com o tamanho e o peso de um telemóvel). A placa eletrónica deteta o movimento através de um acelerómetro de três eixos, armazena todos os dados num cartão de memória e com possibilidade de transmissão para por Bluetooth para um PDA ou um PC. Aqui pode-se visualizar, armazenar e enviar os dados recebidos para um centro de monitorização remoto por WiFi, GPRS ou UMTS. O sistema é alimentado por uma bateria recarregável de 3,6V, durando mais de 60 horas.

Este sistema foi testado em mais de 150 sujeitos, incluindo pacientes com problemas cardíacos, com distúrbios no sono, idosos e pessoas saudáveis. O desempenho do sistema foi avaliado por cardiologistas especialistas que comparam o ECG do sistema MagIC com um ECG resultante de eletrocardiograma tradicional. A comparação mostrou a existência de uma taxa similar de artefactos (5%) e uma discrepância na estimação do intervalo do RR mais baixa que 1 ms. Registou-se sucesso em mais de 99% nos casos de deteção de arritmias, graças ao apuro da sensibilidade do sistema.

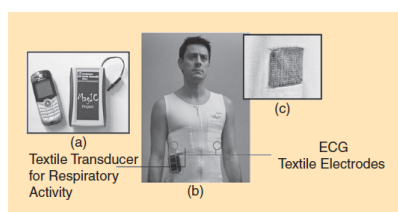


Figura 2.6: Sistema MagIC: (a) dispositivo portátil (b) T-shirt com sensores (c) eletrodos têxteis [3]

Smart Vest: wearable multi-parameter remote physiological monitoring system.
[4]

Este sistema estrutura-se com base no uso de uma T-shirt com múltiplos sensores integrados, aliado a uma unidade de aquisição e processamento de sinais. Deste modo, a coleção de dados fisiológicos é feita de um modo não invasivo e torna-se confortável ao utilizador. Os parâmetros medidos são ECG, PPG, ritmo cardíaco, pressão arterial, temperatura e resposta galvânica da pele. Para o ECG são usados eletrodos de silicone com prata no seu interior e são implementados, em hardware, filtros passa-alto, passa-baixo e rejeita-banda para tornar o sinal mais observável. A partir do ECG, são determinados o ritmo cardíaco e, com o apoio do PPG, a pressão arterial, com recurso a algoritmos específicos implementados no microcontrolador para esse efeito. Além da aquisição de sinais, a unidade comunica com uma estação remota, usando, para o efeito, a comunicação 24XStream e inclui GPS para localização do utilizador. Resultados fornecidos a partir de testes de validação confirmam a maior parte das afirmações do autor em relação à precisão dos parâmetros fisiológicos medidos.

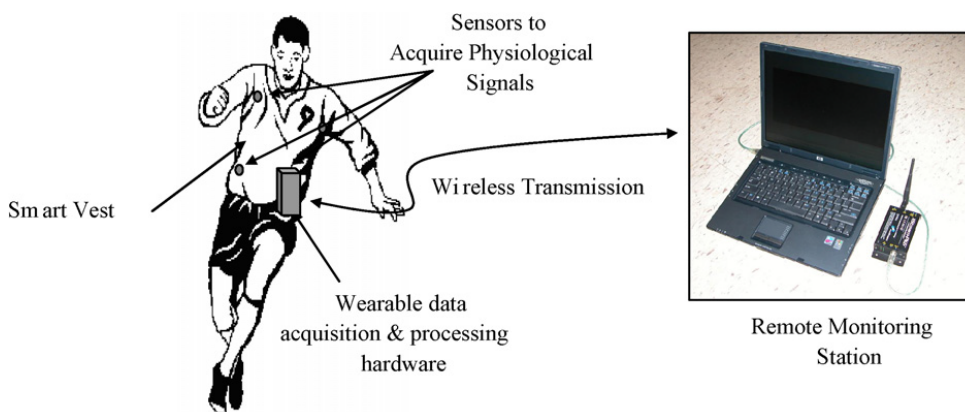


Figura 2.7: Arquitetura do sistema de monitorização do projeto Smart Vest [4]

A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications. [5]

O sistema LifeGuard consiste num dispositivo de observação da fisiologia de grupo (CPOD) e num outro dispositivo complementar que funciona como estação base. No CPOD apenas estão integrados os acelerómetros, na medida que os sensores são externos e ativados consoante o tipo de monitorização pretendida. Por outro lado, este dispositivo é compatível com sensores denominados *off-the-shelf*, sendo compatível com múltiplos tipos de sensores, comercialmente disponíveis e acessíveis ao público geral. Com a ligação, por meio de fios, do ECG de dois eletrodos, do oxímetro de pulso, de um termómetro e de um aparelho de apoio para medir a tensão arterial, o CPOD é capaz de avaliar sinais vários, como a frequência respiratória e cardíaca, a temperatura corporal, a tensão arterial, níveis de saturação de oxigénio no sangue e movimentos de corpo. À parte dos sensores, o CPOD pode transmitir os dados via Bluetooth para a estação base ou gravar os dados até 9h. Para alimentar o seu funcionamento, necessita de 2 pilhas AAA e permanece

ativo de 6 a 20 horas.

Os autores conduziram uma série de testes de verificação e de validação em ambientes extremos e testaram a habilidade da transmissão satélite de dados coletados, ligando o CPOD a um computador que, por sua vez, procedia à transmissão dos dados por satélite. Os resultados obtidos indicam uma exatidão aceitável para um sistema de tempo real, funcionando do modo diagramaticamente abaixo representado.

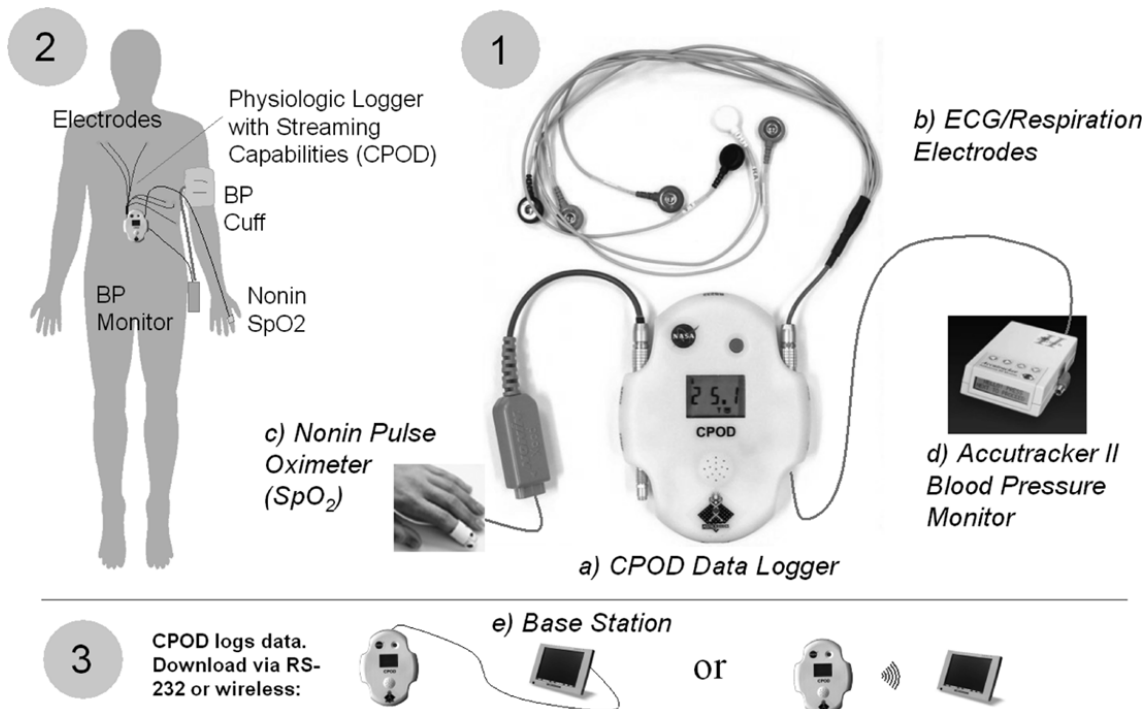


Figura 2.8: Componentes do sistema LifeGuard [5]

AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system. [6]

O projeto AMON foi desenvolvido a pensar nos pacientes com problemas cardíacos e respiratórios de alto risco. Incluiu o desenvolvimento de um dispositivo semelhante a uma pulseira para aplicação no pulso. Este dispositivo é capaz de calcular a pressão arterial, temperatura corporal, saturação de oxigênio no sangue e o ECG, usando apenas um eletrodo. Ainda contém um acelerômetro para fazer a relação entre o resultado dos sinais e a atividade física do sujeito. É capaz de tratar e analisar os sinais e também de comunicar, a partir de GSM/UMTS, com o centro de telemedicina, possibilitando aos analistas a observação dos dados sobre o estado do utilizador. O centro de telemedicina tem capacidade para recepção dos dados de vários dispositivos e, em caso de emergência, liga-se imediatamente ao sujeito em causa.

Nos testes de validação teve pouco sucesso; mas, os utilizadores comentaram que um dispositivo deste género oferece um sentimento adicional segurança, fazendo-os sentir um maior à-vontade para continuação da sua rotina, em vez de se confinarem ao local de monitorização.

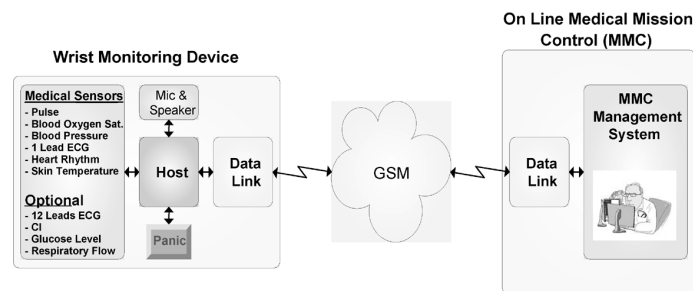


Figura 2.9: Sistema do projeto AMON [6]

A Wearable Health Care System Based on Knitted Integrated Sensors. [7]

O sistema WEALTHY tem capacidade para captação da atividade elétrica do coração a partir do ECG, a respiração, a temperatura e o movimento do utilizador. Baseia-se no uso de um vestuário confortável cobrindo o tronco, braços e parte das pernas. Os sensores estão ligados por fio a um dispositivo, neste caso designado por unidade de paciente portátil (PPU). Esta unidade contém avisos sonoros e luminosos para captar a atenção do utilizador aquando da ocorrência de problemas e um botão de alarme para ativar manualmente. O seu normal funcionamento assegura o condicionamento e processamento dos sinais obtidos pelos sensores e a transmissão de dados via GPRS. O recetor destes dados é o centro de monitorização, estando este dividido nos seguintes módulos: servidor Web, base de dados, aplicação cliente, controlo central, PDA do médico e computador do médico.

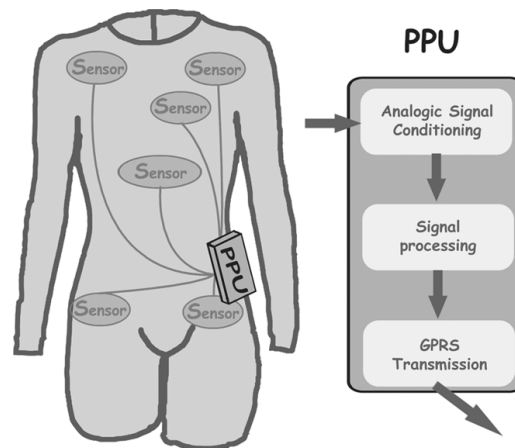


Figura 2.10: Módulos do sistema WEALTHY [7]

Sensor Networks for Medical Care. [8]

Os investigadores na universidade de Harvard desenvolveram CodeBlue, uma plataforma de rede de sensores médicos para os ambientes de monitorização multicliente. Este sistema é baseado em motes, pequenos dispositivos eletrónicos que comunicam entre si utilizando a tecnologia baseada no conjunto de normas IEEE 802.15.4. Nestes motes são incluídos sensores, um por cada mote, como oxímetro de pulso, três eletrodos para o ECG, EMG e de movimento. Neste sistema

também foi desenvolvido uma *framework*, suportando um protocolo para descobrir novos dispositivos a integrar na rede, como PDA's pertencentes a médicos e outros dispositivos semelhantes. Em CodeBlue é possível rastrear e localizar os utilizadores deste sistema, tanto médicos como pacientes, a partir de um sistema baseado em RF.

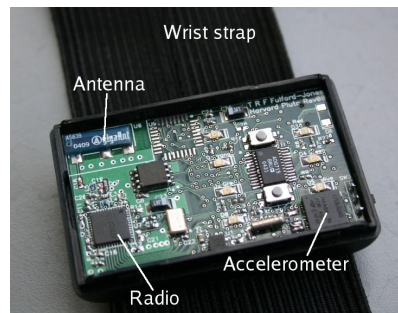


Figura 2.11: PCB e suas componentes, utilizada no projeto CodeBlue [8]

WSN Based Mobile u-Healthcare System with ECG, Blood Pressure Measurement Function. [9]

Neste artigo vem apresentado um sistema de uma rede sem fios usando o padrão IEEE 802.15.4. Os vários nós, com os sensores de ECG e de tensão arterial, comunicam entre si, estando também interligados a um telemóvel, que permite visualizar os dados e, no caso de alguma anormalidade, procede à comunicação automática com o hospital. A deteção de anormalidades nos sinais é feita a partir da comparação de sinais de referência para o ECG e para a tensão arterial.

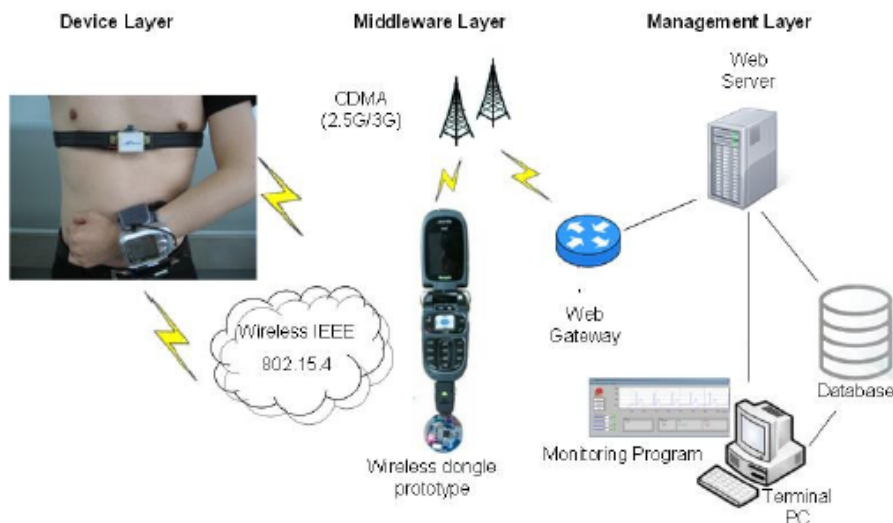


Figura 2.12: Arquitetura do sistema desenvolvida em [9]

Houve a preocupação de apresentar distintos projetos, com diferentes arquiteturas, vários tipos de sensores e de tecnologias de comunicação. No entanto, existem outros projetos, igualmente importantes, que não são aqui analisados, mas na tabela 2.2.

Project Title/Institution	Hardware Description	Communication Modules	Measured Signals*	Medical applications
A) LiveNet (MIT) [19]	PDA, microcontroller board	wires, 2.4GHz radio, GPRS	ECG, BP, R, T, SaO ₂ , EMG, GSR,	Parkinson symptom & epilepsy seizures detection, behav. modelling
B) AMON (EU IST FP5 program) [20]	Wrist-worn device	GSM link	ECG, BP, T SaO ₂ , A	High-risk cardiac-respiratory patients
C) LifeGuard (Stanford Un.& NASA) [22]	Custom µC-based device & commercial bio-sensors	serial cables, Bluetooth	ECG, BP, R, T, SpO ₂ , A	Medical monitoring in extreme environments (space & terrestrial)
D) MyHeart (EU IST FP6 program) [25]-[28]	PDA, Textile & electronic sensors on clothes + heart belt	conductive yarns, Bluetooth, GSM	ECG, R, other vital signs, A	Prevention and early diagnosis of CVD
E) WEALTHY (EU IST FP5 program) [29]-[31]	Textile & electronic sensors on jacket	conductive yarns, Bluetooth, GPRS	ECG, R, T, EMG, A	Monitoring of rehabilitation & elderly patients, chronic diseases
F) MagIC (Un. Of Milan, Italy, Bioeng. Centre & Cardiac Rehab.Unit) [32]	Vest with textile sensors, custom electronic board, PDA	Bluetooth	ECG, R, T	Recording of cardiorespiratory and motion signals during spontaneous behavior in daily life and in a clinical environment
G) MERMOTH (EU IST FP6 program) [33],[34]	Garment with knitted dry electrodes, PDA	conductive yarns, RF link	ECG, R, T, A	General health monitoring
H) Smart Vest (National Pr. On Smart Materials, India) [35]	Vest with woven sensors, microcontroller	woven wires, 2.4 GHz ISM RF	ECG, BP, T, PPG, GSR	General remote health monitoring
I) CodeBlue (Harvard Univ.)[37]	Sensor motes with custom processing boards	Zigbee	ECG, SpO ₂ , A	Real-time physiological status monitoring with wearable sensors
J) Body area network (Valencia,Spain&Malta Un.& Microvitae Tech)[38]	Zigbee-based motes & Zigbee-based custom base device	Zigbee, Wi-Fi, GPRS	ECG, BP, R	Detection & prediction of human physiological state (wakefulness, fatigue, stress) during daily activities
K) WSN u-Healthcare system (Dongseo Un. Korea) [39],[40]	Custom tiny motes, cell phone & commercial sensors	Zigbee, CDMA	ECG, BP, SpO ₂ , A	Health monit. and remote identification of suspicious health patterns for further evaluation by physicians
L) Human++ (IMEC) [48],[49]	Miniature low-power BAN nodes, energy scavenging	Zigbee	ECG, EEG, EMG	Enable autonomous wearable sensor networks for general health monitoring
M) HealthGear (Microsoft) [50]	Custom sensing board, comm.. sensors and cell-phone	Bluetooth	HR, SpO ₂	Monitoring users during their sleep to detect sleep apnea events
N) HeartToGo (Un. of Pittsburgh) [51]	Cell phone & comm. available BT bio-sensors	Bluetooth, GPRS	ECG, A	Individualized remote CVD detection
O) Personal Health Monitor (Un. of Tech. Sydney) [52]	Cell phone & comm. available BT bio-sensors	Bluetooth, GPRS	ECG, BP, A	Heart-attack self-test for CVD patients
P) Wearable ECG, arrhythmia detection (Eng. + Med. Dpts, Norway) [55]	Microcontroller board, PDA	wires, Zigbee, GPRS	ECG	Remote detection of cardiac arrhythmias
Q) AUDABE (Dept. of Medical Physics, Ioannina, Greece) [56]	Mask, glove, chest sensors	wires, Bluetooth, Wi-Fi	ECG, R, GSR, EMG	Evaluation of the emotional state of an individual at environments where subjects operate at extreme stress conditions
R) Lifeshirt (Vivometrics) [71]	Sensors embedded in vest, PDA	Bluetooth & wires	ECG, R, A	All-day remote health monitoring
S) Bioharness (Zephyr Inc) [75]	Chest Belt	Bluetooth or ISM RF	ECG, R, T, A, P	Remote monitoring of human performance and condition in the real-world

*ECG: electrocardiogram (also implies the measurement of heart rate), HR: heart rate, EMG: electromyogram, BP: blood pressure, R: respiration, T: temperature, P: posture, GSR: galvanic skin response, A: activity, PPG: photoplethysmography.

Tabela 2.2: Lista de projetos para monitorização de bio sinais [10]

2.5 Falhas e erros

Num projeto aplicado na área de saúde, a componente de comunicação envolvida requer uma grande parte da atenção porque é integrada num sistema em tempo real com requisitos temporais rígidos. Assim sendo, as possíveis falhas da comunicação têm de ser minimizadas, pelo que o sistema deve conter outras opções de recurso no caso de ocorrência de erros. Estes podem ser de diversas origens, desde a quebra na ligação até aos pequenos erros nas mensagens transmitidas. Por exemplo, o CPOD pertencente ao sistema LifeGuard possui um cartão de memória para armazenar dados até 9h. Também há protocolos e algoritmos que se podem utilizar para detetar e/ou corrigir erros, caso estes ocorram durante a transmissão e receção de dados.

2.6 Discussão

Nos projetos descritos é referida a utilização frequente de eletrodos de base têxtil, pois estes são facilmente integrados em peças de roupa justa ao corpo que se podem utilizar no dia-a-dia. Com este tipo de eletrodos não é necessária a aplicação do gel condutor, normalmente utilizado nos exames clínicos, e assim torna-se possível a utilização durante várias horas sem provocar irritações na pele. No projeto MagIC, onde são usados eletrodos têxteis, foi feito um teste que consistiu num salto de pára-quedas com a utilização do dispositivo e foi possível detetar 99% das ondas R (ver figura 2.4). O utilizador alvo, no fim do teste, afirmou que o uso do dispositivo não restringiu a sua mobilidade. No entanto, este tipo de sensores é mais suscetível à instabilidade dos dados recolhidos e possuem menos precisão que os eletrodos típicos.

As tecnologias de comunicação constituem as principais diferenças entre os vários projetos. Na tabela 2.2 é observável que são raros os projetos que são desenvolvidos usando o mesmo tipo de comunicação. Esta diferença ainda se torna maior, porque, mesmo usando a mesma tecnologia, esta pode ser aplicada de forma diferente. Por exemplo, no projeto CodeBlue é utilizado o Zigbee que, aliado ao protocolo desenvolvido, torna possível ligar e desligar sensores e outros dispositivos, permitindo uma melhor gestão. No entanto, este género de sistema necessita de uma maior capacidade computacional e de um maior cuidado em relação as falhas de comunicação, agravando a complexidade do sistema. Outro facto relevante digno de nota de particular destaque foi o teste realizado no âmbito do projeto LifeGuard, em que se conseguiu a transmissão de dados com alguma exatidão quando se ligou o CPOD ao portátil por Bluetooth e este, por sua vez, transmitia por satélite para outro computador (do Chile para EUA).

Apesar das diferenças, não é possível concluir sentenciosamente que umas tecnologias e arquiteturas são melhores do que outras, havendo que as escolher e implementar em função específica das particularidades dos problemas concretos a resolver e as suas circunstâncias especiais. No artigo [10] é feito o levantamento de uma série de fatores a ter em conta no momento em que se está a desenvolver e a implementar um projeto desta natureza (ver tabela 2.3).

<i>Wearability (F1)</i>	The system must have low weight and size.
<i>Appropriate placement on the body (F2)</i>	The system has to be unobtrusive and comfortable, in order not to interfere with the user's movements and daily activity.
<i>Aesthetic issues (F3)</i>	The system should not severely affect the user's appearance.
<i>Data encryption and security (F4)</i>	Encrypted transmission of measured signals and authentication requirement for private data access.
<i>Operational lifetime (F5)</i>	Ultra low power consumption for long-term, maintenance-free health monitoring.
<i>Real Application (F6)</i>	The developed system is applicable (and useful) to real-life scenarios/health conditions.
<i>Real-time Application (F7)</i>	The wearable system produces results, e.g. display of measurements, alerts, diagnosis etc, in (or near) real-time.
<i>Computational & Storage Requirements (F8)</i>	The computational and storage resources required or utilized by the system to achieve desirable results.
<i>Ease of use (F9)</i>	The system incorporates a friendly, easy-to-use and easy-to-learn user interface.
<i>Performance and test in real cases (F10)</i>	Sufficient results and performance statistics are provided to verify the system's functionality in real cases.
<i>Reliability (F11)</i>	The system produces reliable and accurate results.
<i>Cost (F12)</i>	The amount of money required to produce and purchase the proposed wearable system.
<i>Interference Robustness (F13)</i>	Availability and reliability of wirelessly transmitted physiological measurements.
<i>Fault Tolerance (F14)</i>	The system produces reliable results under any circumstances, such as various kinds of patient's movements.
<i>Scalability (F15)</i>	Potentiality of upgrading, enhancing and easily incorporating additional components to the developed system.
<i>Decision Support (F16)</i>	The implemented system includes some type of diagnosis/decision mechanism or an algorithm/pattern recognition system for context aware sensing of parameters.

Tabela 2.3: Fatores a ter em conta no desenvolvimento de um sistema de monitorização [10]

Capítulo 3

Descrição do Problema

Neste capítulo, caracteriza-se pormenorizadamente a questão apresentada no capítulo 1, identificando e descrevendo os requisitos, tendo como apoio o estudo anteriormente feito. De seguida, efetua-se a introdução de uma solução proposta, com uma breve descrição da arquitetura de alto nível e das suas funcionalidades. Também são referidas certas restrições que condicionam e direcionam o desenvolvimento do projeto de modo a garantir ao material disponível suficiência para desenvolver e implementar parte da solução. Por último, são identificadas as várias fases do desenvolvimento e da implementação.

3.1 Descrição detalhada do problema

Tal como foi descrito no primeiro capítulo, este projeto emerge como resposta às elevadas exigências que os novos desafios colocam à sociedade, designadamente o crescente envelhecimento da população dos países desenvolvidos.

Em linha com a massificação que se tem vindo a verificar das tecnologias de comunicação sem fios e a crescente miniaturização dos sistemas eletrónicos, foi possível projetar um sistema capaz de incluir várias funcionalidades, tais como a aquisição de sinais vitais, a receção de pedidos e envio de dados através de várias tecnologias sem fios.

Atualmente já se dispõe de um conjunto variado de sistemas muito bem desenvolvidos, com garantia de desempenho eficaz de interligação entre distintas aparelhagens e suficientemente já testados quanto à sua eficácia e fiabilidade. Esse avanço tecnológico exigiu o conhecimento dos interfaces mais adequados e promoveu o desenvolvimento do sistema em função de fatores muito heterogêneos, encontrando-se já devidamente consolidados os protocolos de comunicação implementados.

O desenvolvimento do projeto descrito segmentou-se em duas fases. A primeira, ocupou-se da análise e descrição dos requisitos e identificação das futuras funcionalidades da solução a

implementar. A segunda fase correspondeu ao desenvolvimento dos módulos aquisição de bio sinais e PMP, tendo em conta o resultado da análise da primeira fase.

Na figura 3.1 configura-se esquematicamente o cenário de intervenção, fornecendo melhor perspetiva do problema e da aplicação para a respetiva solução:

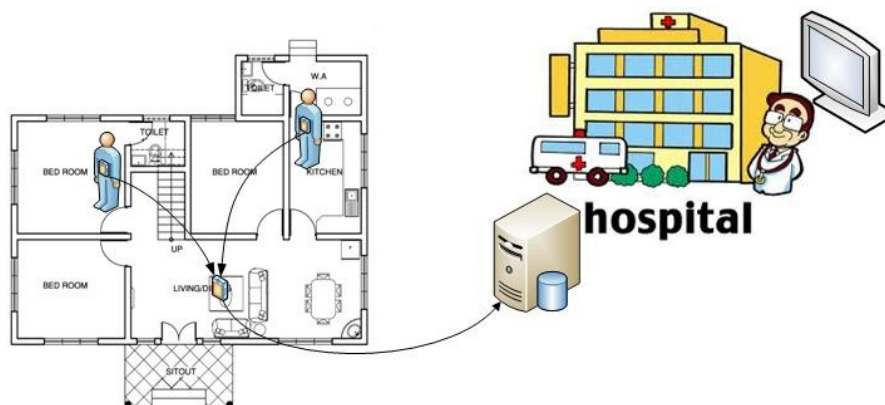


Figura 3.1: Cenário possível para aplicação

Este esquema representativo evidencia os dois dispositivos a desenvolver: o dispositivo acoplado aos utilizadores para aquisição de bio sinais e o localizado num espaço próximo de modo a permitir a monitorização de vários utilizadores em simultâneo. Foi necessário desenvolver um módulo para adquirir vários bio sinais, incluindo o seu tratamento. Neste módulo houve também que integrar uma tecnologia de comunicação sem fios para transmissão dos dados. Outro módulo igualmente desenvolvido engloba a receção dos dados relacionados com os bio sinais, a sua análise e envio de dados e alarmes para um servidor Web.

A natureza específica do problema exigiu a consideração de diversos fatores condicionantes do desenvolvimento da solução, evidenciando-se os mais relevantes:

- Fiabilidade: o sistema deve ser tolerante a falhas e criar planos alternativos para evitar perda de dados;
- Recolha de dados: o sistema deve recolher dados de uma forma contínua e permitir a sua consulta a qualquer momento;
- Consumo de energia: o sistema deve consumir o mínimo de energia, para que não seja necessária a constante substituição de bateria ou o seu carregamento;
- Informação completa: o sistema deve recolher variada informação relativa ao estado de saúde do paciente;
- Segurança: a confidencialidade dos dados do paciente deve ser assegurada;
- Adaptabilidade: o sistema deve contemplar os diversos ambientes em que pode vir a ser integrado.

3.1.1 Módulo de aquisição de bio sinais

A este módulo exige-se-lhe capacidade para adquirir bio sinais utilizáveis em futura análise do paciente e transmitir os dados captados por diferentes tecnologias de comunicação sem fios. É necessária a associação de sensores para adquirir sinais vitais, como por exemplo, a atividade elétrica do coração e a temperatura corporal. Essa recolha de dados deve estar associada a amplificadores e filtros, devido aos ruídos e interferência causadas pela atividade dos restantes músculos e pela própria placa e seus componentes. O ECG é feito a partir de eletrodos apetrechados com um circuito com aptidão para traduzir o sinal captado para um sinal digital ou analógico.

O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de circuito para leitura do ECG e outros sensores, a implementação de um sistema de comunicação de forma a possibilitar a troca de informação entre os sistemas envolventes, utilizando tecnologias sem fios. Deste modo, era criado um sistema funcional que recolhia os dados relativos ao estado do paciente, analisava a informação recolhida e enviava-a para o servidor para uma posterior consulta.

O requisito da mobilidade antes citada impõe, neste módulo, o recurso a tecnologias sem fios. A utilização futura deste método por vários pacientes vem a requerer a utilização de uma tecnologia que permita a integração numa rede e um protocolo para facilitar a comunicação entre os vários módulos do mesmo sistema. Todavia, a previsão dos riscos de ocorrência de falhas na comunicação inerentes às redes sem fio, e das advenientes implicações funestas, obriga à adoção de um método alternativo de deteção e supressão oportuna.

Outro fator importante a considerar no desenvolvimento deste módulo é a dimensão da sua estrutura física, a qual se reclama o mais reduzida possível para evitar qualquer tipo de desconforto no utilizador. Para dar continuidade ao projeto já desenvolvido, este módulo deve ser integrado nesse sistema e, para tal, é necessário que o mesmo seja capaz de receber e processar comandos de forma coerente com o sistema em que vier a ser integrado.

3.1.2 Módulo de monitorização pessoal

A PMP constitui o outro módulo, destinado à monitorização dos pacientes, com o acompanhamento e recolha dos seus os sinais vitais, a enviar pelo outro módulo, de forma automática.

Uma importante condicionante a ter em conta, para além das preocupações de fiabilidade e segurança da transmissão dos dados, corresponde à exigência de mobilidade da PMP, que implica um grau adequado de flexibilidade de utilização por parte da plataforma no que se refere à comutação entre as tecnologias sem fios disponíveis no local. Para além da disponibilidade das tecnologias, outro fator não desprezível é o custo de utilização das mesmas, havendo que ser obviamente dada prioridade às mais económicas.

Ainda relacionado com a tecnologia de comunicação sem fios a utilizar está o envio de mensagens de alerta da PMP para a rede. Anota-se que o custo de utilização de determinada tecnologia de comunicação sem fios não deve ser erigido como o fator determinante da sua escolha, antes se devendo privilegiar a disponibilidade da mesma no local onde se encontra. O envio de mensagens

de alerta é despoletado sempre que, na análise dos sinais fisiológicos, se verificar que foram ultrapassados os valores limite previamente estabelecidos nas aplicações a correr na PMP, os quais são de natureza eminentemente individual, variando de pessoa para pessoa, determinados na consulta ou análise diagnóstica pessoal feitas anteriormente à implementação deste sistema.

No entanto, importa reconhecer que também não há ganho de eficácia no envio contínuo de dados através deste módulo no caso de se revelar supérfluo ou desnecessário, como será o caso em que não se revelar uma variação significativa nos mesmos, em função o padrão de referência adotado. Assim sendo, o controlo pode ser feito de modo a otimizar o consumo energético quando se prevê que o utilizador esteja numa situação estável. Torna-se então rentável, tanto a nível de custos de utilização de uma tecnologia de comunicação sem fios como ao nível de eficiência energética, a criação de pacotes de dados, de forma a enviar um conjunto de dados recolhidos num determinado intervalo de tempo.

Dependendo do destino atribuído aos dados recolhidos, como por exemplo a base de dados do sistema, pode ser necessário efetuar uma conversão destes na própria PMP antes do seu envio. Nesta base de dados são depositadas todas as informações recolhidas pelos sensores, propiciando a monitorização contínua dos parâmetros vitais por parte de um profissional de saúde.

3.1.3 Requisitos

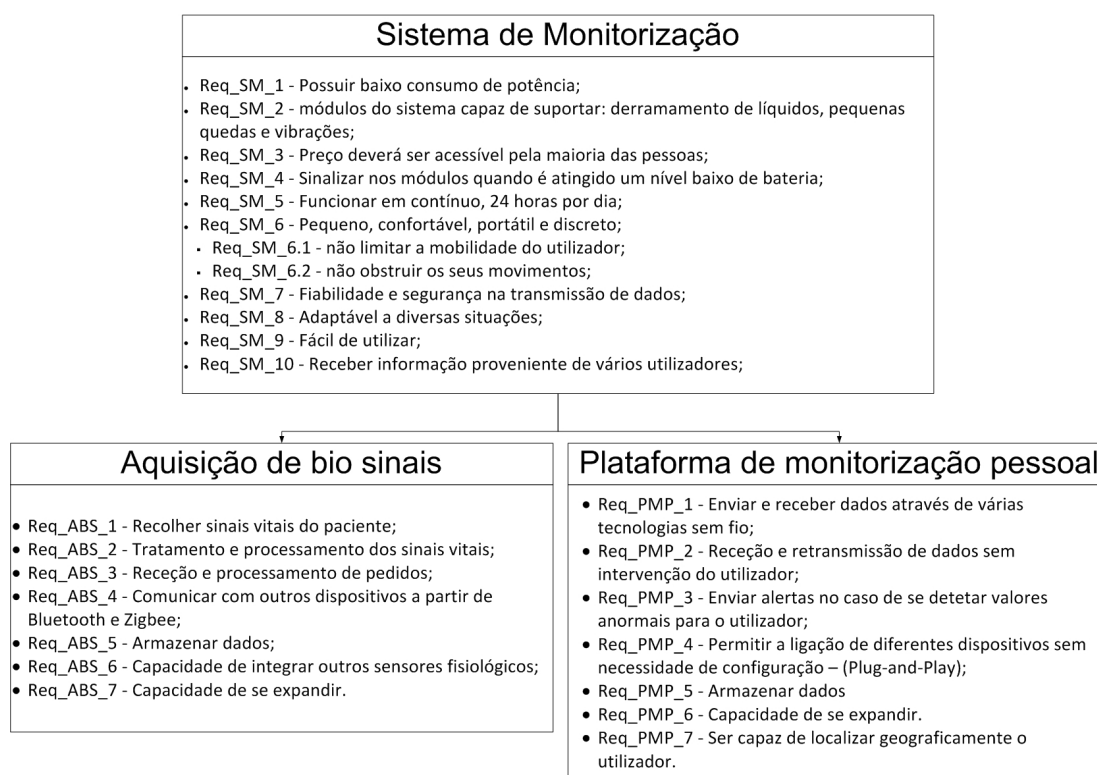


Tabela 3.1: Requisitos do sistema

Perante as condicionantes do problema proposto e a relevância dos fatores em causa, definem-se os requisitos na tabela 3.1.

3.2 Arquitetura e funcionalidades do sistema

Para a resolução do problema tomado como alvo do estudo, concebeu-se a implementação de uma série de funcionalidades nos diferentes módulos, desenvolvendo-se um sistema cuja arquitetura de alto nível se representa esquematicamente no diagrama inferior (figura 3.2), cumprindo chamar a atenção para a sua adaptabilidade. A implementação do sistema não obriga necessariamente à utilização de todos os módulos integrados na figura, visto que se pode recorrer a várias vias para fazer os dados chegarem ao servidor. Deste modo, a sua aplicação pode ser feita em vários ambientes desde que as funcionalidades estejam presentes nos módulos em que forem integrados.

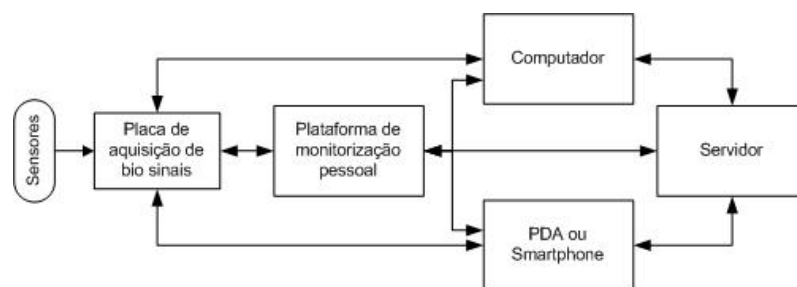


Figura 3.2: Arquitetura de alto nível

A arquitetura apresentada ilustra o sistema na perspetiva de apenas um utilizador único o integrar, mas a solução pode envolver vários sensores e módulos de aquisição de bio sinais, havendo até capacidade de desenvolver uma rede. Neste caso, atribui-se um papel de coordenador da rede à plataforma de monitorização pessoal, computador ou PDA/Smartphone.

3.2.1 Aquisição de bio sinais

Com uma breve análise aos requisitos relacionados com a aquisição de bio sinais, foi possível estruturar o módulo correspondente conforme representação figurativa abaixo (figura 3.3). Este módulo adquire diversos bio sinais do utilizador e, caso seja necessário, garante a extração do ruído de perturbação de modo a se poder obter o sinal pretendido. Tem a capacidade de suportar as tecnologias Bluetooth e Zigbee e, com a futura implementação do protocolo, é capaz de receber pedidos e enviar dados com a informação dos bio sinais. Caso não seja possível esta comunicação, tem uma unidade de memória para armazenar dados durante um longo período de tempo.



Figura 3.3: Divisão do módulo de aquisição de bio sinais em funcionalidades

3.2.2 Plataforma de monitorização pessoal

Em relação à comunicação, este módulo tem que cumprir a exigência de capacidade para comunicar através de Bluetooth, Zigbee, WiFi, GPRS ou outras redes móveis, devendo importar funcionalidades específicas: reencaminhamento de dados enviados pelo módulo de aquisição de bio sinais para o servidor, caso seja necessária uma monitorização em tempo real; e receção de comandos e transmissão de informação conforme os protocolos a implementar. Tal como o módulo anterior, este também tem que suportar o armazenamento de dados, nos casos em que não seja possível estabelecer a comunicação com o servidor, portátil ou PDA. Outro requisito a impor ao funcionamento deste módulo é o da sua capacidade de análise da informação recebida a partir da aquisição de bio sinais. Esta análise tem que cumprir os objetivos de identificação automática do estado do paciente e, em caso de emergência, de remessa de alertas para o servidor e pessoal responsável pelos pacientes. Na figura 3.4 são exibidas as várias componentes deste módulo.

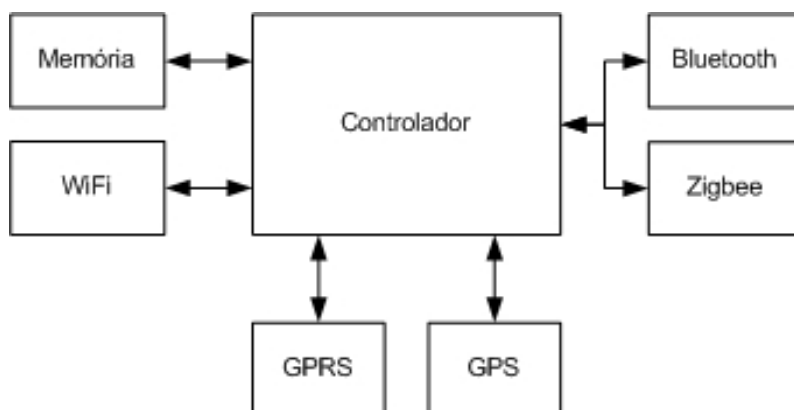


Figura 3.4: Componentes da plataforma de monitorização pessoal

3.2.3 Funcionalidades

Aquisição de bio sinais

Código - Funcionalidade	Módulos
Func_ABS_1 - Adquirir diversos bio sinais;	Sinais
Func_ABS_2 - Suportar as tecnologias Bluetooth e Zigbee;	Bluetooth, Zigbee
Func_ABS_3 - Receber e processar pedidos provenientes de outros módulos;	Controlador, Bluetooth, Zigbee
Func_ABS_4 - Enviar dados, ou de uma forma contínua, ou periodicamente, conforme seja pedido;	Controlador, Bluetooth, Zigbee
Func_ABS_5 - Armazenar dados durante um longo periodo de tempo;	Memória
Func_ABS_6 - Ser capaz de se expandir e integrar outras funcionalidades.	Controlador

Tabela 3.2: Funcionalidades a implementar no módulo de aquisição de bio sinais

Plataforma de monitorização pessoal

Código - Funcionalidade	Módulos
Func_PMP_1 - Possuir a capacidade de comunicar por Bluetooth, Zigbee, WiFi, GPRS ou outras redes moveis;	Bluetooth, Zigbee, WiFi, GPRS
Func_PMP_2 - Reencaminhar dados do paciente para o servidor em tempo real em caso monitorização ;	Bluetooth, Zigbee, WiFi, GPRS, Controlador
Func_PMP_3 - Analisar os dados recebidos e monitorizar o estado do paciente;	Controlador
Func_PMP_4 - Enviar alertas caso seja verificado a ocorrencia de valores anormais;	WiFi, GPRS, Controlador
Func_PMP_5 - Receber e processar os comandos do servidor ou de outros dispositivos;	Bluetooth, Zigbee, WiFi, Controlador
Func_PMP_6 - Armazenar dados durante um longo periodo de tempo;	Memória
Func_PMP_7 - Localizar o utilizador;	GPS
Func_PMP_8 - Procurar e reconhecer automaticamente sensores ativos.	Bluetooth, Zigbee, Controlador

Tabela 3.3: Funcionalidades a implementar na plataforma de monitorização pessoal

3.3 Abordagem

Nesta secção é exposta a metodologia de abordagem ao problema anteriormente descrito, com definição dos sucessivos passos a seguir para uma correta organização do trabalho e planificação corrente dos objetivos a atingir.

Visto que foram implementados dois módulos, o seu desenvolvimento inicial foi independente um do outro. No entanto, a abordagem foi bastante semelhante, dividindo-se em quatro etapas fundamentais:

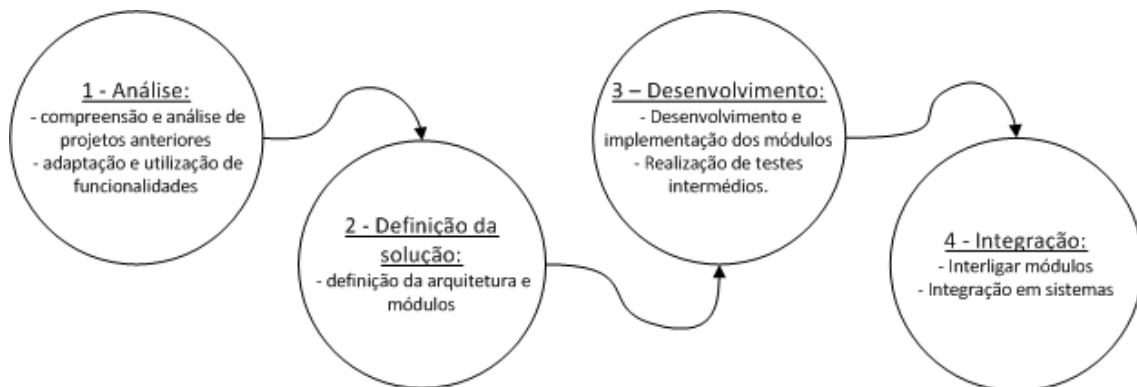


Figura 3.5: Etapas

Capítulo 4

Aquisição de Bio Sinais

Neste capítulo apresenta-se sucessão das várias etapas que ocorreram durante o desenvolvimento do módulo relativo à aquisição de bio sinais. Baseando-se compreensivelmente no conhecimento de projetos anteriores já em fase de implementação, o perfil de desenvolvimento deste módulo corresponde ao da continuidade daqueles, otimizando as suas funcionalidades, após judicious ponderação dos problemas surgidos então e dilucidação das características a melhorar ou a mudar. A solução é elaborada tendo em conta todos os requisitos, funcionalidades e fatores importantes anteriormente referidos. Igualmente se expende esclarecimento sobre os passos seguidos para a sua implementação e as decisões tomadas no seu processo.

4.1 Análise de requisitos e do projeto anterior

Código	Nome	Descrição / integração
ABS_1	Recolher sinais vitais do paciente	O módulo vai possuir vários sensores fisiológicos para adquirir bio sinais, que vão indicar o estado do paciente.
ABS_2	Tratamento e processamento dos sinais vitais	Os sinais adquiridos podem não estar perceptíveis para a sua análise, necessitando assim de tratamentos adequados. No entanto há parâmetros que têm de ser calculados a partir dos dados recolhidos pelos sensores. Do mesmo modo, há informação que pode ser extraída a partir de certos sinais.
ABS_3	Receção e processamento de pedidos	Este módulo não pode ser desenvolvido independentemente do sistema em que vai ser integrado, logo vai possuir algoritmos que vai permitir a sua interação com outros módulos.
ABS_4	Comunicar com outros dispositivos a partir de Bluetooth e Zigbee	Com estas tecnologias, o módulo é capaz de comunicar com o sistema envolvente, não prejudicando a mobilidade do utilizador e retirando o desconforto provocado pelos fios de suporte à transmissão de dados.
ABS_5	Armazenar dados	Na ocorrência de falhas de comunicação, o sistema tem de possuir métodos alternativos para evitar a perda de dados, fator importante a contemplar em situações de monitorização. Assim sendo, o subsistema deve guardar os dados até a comunicação ser reestabelecida. Por outro lado, o armazenamento de dados também pode ser usado na gestão de energia, pois a comunicação sem fios pressupõe um gasto energético elevado.
ABS_6	Capacidade de integrar outros sensores fisiológicos	Este módulo deve ser adaptável a vários cenários que podem necessitar a medição de diferentes parâmetros fisiológicos. Deste modo, o desenvolvimento do módulo deve ser planeado para que, futuramente, seja capaz de integrar outros módulos sem grandes dificuldades.
ABS_7	Capacidade de expansão	Como este projeto engloba áreas que estão sempre em desenvolvimento, poderá surgir outras tecnologias e outros métodos mais adequados a utilizar no sistema. Consequentemente, o subsistema deve ser elaborado de modo a ter recursos disponíveis para desenvolvimentos posteriores.

Tabela 4.1: Requisitos para o módulo de aquisição de sinais e sua descrição

A tabela 4.1 apresenta de forma detalhada os requisitos referentes a este módulo, cuja compreensão se revela indispensável para o planeamento, estruturação e desenvolvimento da solução adequada às necessidades a satisfazer.

Projeto anterior [18]

Anteriormente fora prosseguido um projeto de conceção de sensores de ECG e outros sinais para futura monitorização. Inicialmente foi desenvolvido um circuito de condicionamento de sinal para receber os sinais captados nos eletrodos, utilizando uma série de componentes como instrumentação de amplificação e filtros analógicos.

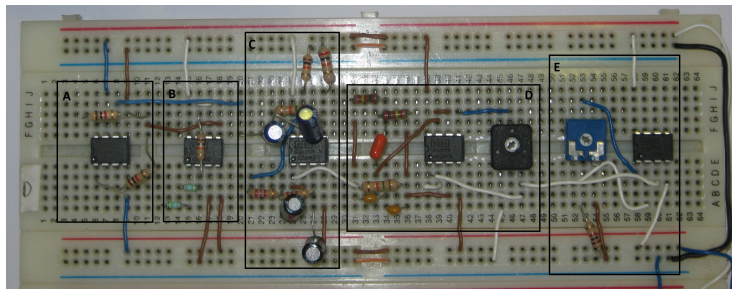


Figura 4.1: Montagem do circuito na *breadboard*: (a) Amplificador de instrumentação (b) Driven right leg (c) Filtro passa-banda (filtro passa-alto e passa-baixo) (d) Filtro rejeita-banda (e) Circuito amplificador

Também foi utilizado o ArduinoBT, com o objetivo de receber os bio sinais tratados e incluir o protocolo de comunicação. Por este meio, foi possível a integração do projeto desenvolvido no sistema KeepCare, que possui uma interface gráfica (ver 4.2) em que é possível visualizar 3 tipos de dados em relação ao estado do utilizador.

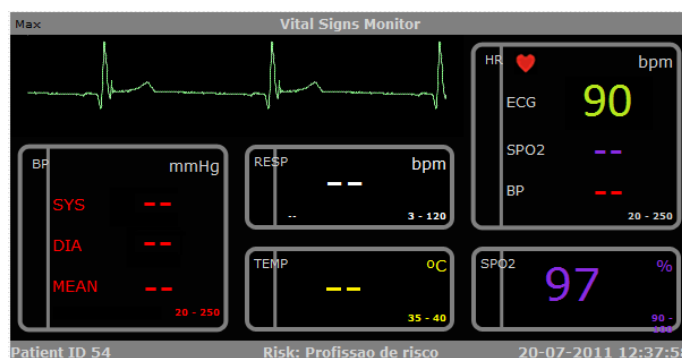


Figura 4.2: Interface do sistema KeepCare com sinais captados pelo sistema desenvolvido anteriormente

O condicionamento do sinal inclui, primeiramente, a filtragem e, depois, a amplificação, eliminando-se desta forma a maior parte dos ruídos e interferências logo no início do processo. Sendo assim, esta constitui a principal vantagem deste sistema; no entanto, subsistem algumas

limitações, como seja a do envio de dados baseado em tecnologias de comunicação com fios e a implementação baseada em filtros analógicos, que obriga à recorrer a uma placa maior devido a utilização de mais componentes. Se for desenvolvida com o uso de filtros digitais, o dispositivo é significativamente reduzido.

4.2 Arquitetura a desenvolver

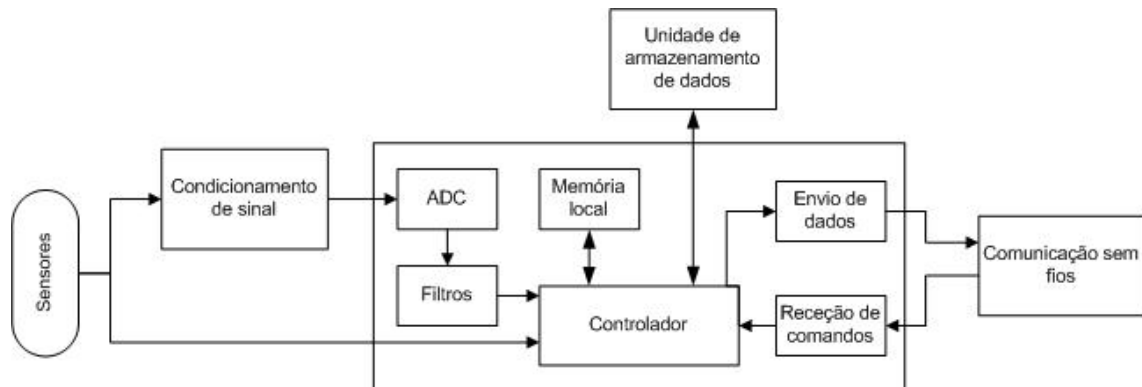


Figura 4.3: Divisão do módulo de aquisição de sinais

Na figura 4.3 é apresentada, esquematicamente, a solução implementada e os seus módulos. A atividade cardíaca é principal foco como bio sinal a analisar. Assim sendo, desenvolveu-se um ECG, aproveitando o projeto anterior como ponto de partida. O principal objetivo neste desenvolvimento foi a criação de um processo completo, desde a captação do bio sinal pelos eletrodos até ao seu envio para um outro dispositivo (ver figura 3.2). A um módulo de condicionamento de sinal estão ligados os eletrodos e, na saída, aparece um sinal analógico, procedendo-se à sua conversão para um sinal digital que, seguidamente, passa por uma serie de filtros para o adequar ao propósito de análise. À parte da comunicação associaram-se os módulos de receção de comandos e envio de dados, tendo em consideração o cuidado de integração do protocolo A comunicação sem fios incluiu um dispositivo Bluetooth e o controlador é o módulo a que se atribui a função de gerir os vários processos, como o encaminhamento de dados, o processamento dos pedidos e a recolha de dados a partir dos sensores.

4.3 Implementação

No decurso deste projeto foi disponibilizado o processador dsPIC33FJ128MC802, com o encapsulamento DIP, que permitiu a sua integração numa *breadboard* e a realização de vários testes. Com capacidade para atingir as 40 MIPS, contem 5 temporizadores/contadores e consente a programação de várias interrupções. Este dispositivo possui também RTC, vários protocolos de comunicações série e suas interfaces (tais como UART, SPI e I²C), uma série de conversores analógico-digitais, várias portas reprogramáveis e outras características (ver 4.4).

Device	Pins	Program Flash Memory (kbyte)	Remappable Peripheral											Packages								
			RAM (kbyte) ⁽¹⁾	Remappable Pins	16-bit Timer ⁽²⁾	Input Capture	Output Compare Standard PWM	Motor Control PWM (Channels) ⁽³⁾	Quadrature Encoder Interface	UART	SPI	ECAN™	External Interrupts ⁽⁴⁾		RTCC	I ² C™	CRC Generator	10-bit/12-bit ADC (Channels)	6-pin 16-bit DAC	Analog Comparator (2 Channels/Voltage Regulator)	8-bit Parallel Master Port (Address Lines)	I/O Pins
dsPIC33FJ128MC804	44	128	16	26	5	4	4	6,2	2	2	2	1	3	1	1	1	9	1	1/1	11	35	QFN TOFP
dsPIC33FJ128MC902	28	128	16	16	5	4	4	6,2	2	2	2	1	3	1	1	1	6	0	1/0	2	21	SPDIP SOIC QFN-S

Figura 4.4: Características do microcontrolador usado

Entretanto, para o desenvolvimento deste projeto, foi dada importância às funções utilizadas e às que podem ainda vir a ser implementadas, como ADC e UART. Inicialmente foi usado o ADC para conversão do sinal analógico que se vai receber do ECG. Como facto importante destaca-se o que o ADC da DSP somente é feito no intervalo 0 a 3,3V, sendo 2,5V o menor intervalo possível entre as tensões de referência. Para além disto, deve-se salientar a capacidade demonstrada por este dispositivo para fazer a conversão AD de diversos sinais, sendo até capaz de converter no mesmo instante, funcionalidade útil para a implementação de futuras funcionalidades.

Este dispositivo também possui de DMA, um método de transferência de dados interno, que se pode usar para facilitar a implementação e otimização da gestão de recursos.

Inicialmente foram desenvolvidos programas simples em C, usando o MPLAB como ferramenta de desenvolvimento (IDE recomendado pela Microchip). Estes programas ajudaram a compreender melhor como se programa o processador, o ADC, a UART, o SPI e o I²C, assim como contribuíram para compreender a forma de definir os vários modos de funcionamento, as várias velocidades de transmissão da UART e a frequência de amostragem usando o timer.

Calculo para definir baud rate:
$$baudrate = \frac{F_{cy}}{16 \times (U \times BRG + 1)}$$

Calculo para definir a frequência de amostragem:
$$F_s = \frac{F_{cy}}{E(TCKPS) \times PR3}$$

A comunicação durante os testes anteriores ao desenvolvimento da comunicação por Bluetooth foi feita por fios, usando a UART da DSP e um dispositivo USB que emula uma porta de serie rs-232. No entanto, ainda houve necessidade de transformar os sinais da porta de serie em sinais adequados para microprocessadores, usando para isso o max232. Desta maneira, foi criado uma via de comunicação entre o sistema implementado na *breadboard* e o computador e, assim, testar as diferentes funcionalidades desenvolvidas antes de implementar o módulo Bluetooth. Para visualização dos dados foi usado o *software* Docklight, programa bastante útil que permite visualizar os caracteres recebidos e enviados e com funcionalidades pragmáticas muito úteis, sejam as de definição de mensagens a enviar e de visualização dos caracteres em diferentes formatos.

4.3.1 Eletrocardiograma e pulsação cardíaca

Para realizar o ECG, foram usadas no sistema anterior as componentes INA128 e OPA2277. O INA128 é utilizado para a amplificação do sinal, sendo escolhido por ter grande impedância de entrada e rejeição em modo comum.

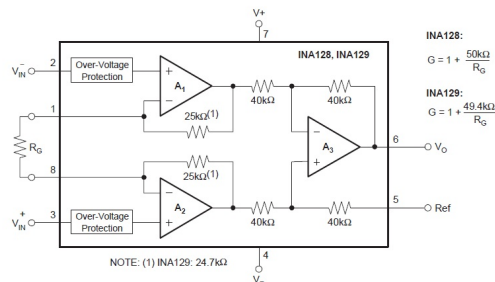


Figura 4.5: Esquema do INA128

O OPA2277 é utilizado para o circuito *drive-leg*, circuito este que é usado para promover rejeições em modo comum. Desta forma, pode ser colocado um eletrodo de referência na superfície corporal do utilizador, normalmente na perna direita, sendo este a potencial massa.

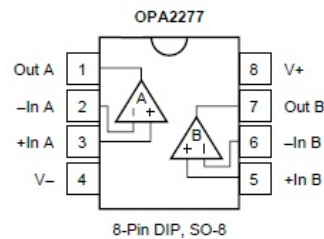


Figura 4.6: Esquema do OPA2277

Aplicando apenas a montagem do circuito de condicionamento de sinal utilizada no projeto anterior, os complexos da onda ECG variavam pouco entre si, como se pode reparar na figura 4.7, onde o máximo e mínimo atingidos registam uma diferença de aproximadamente 30mV.

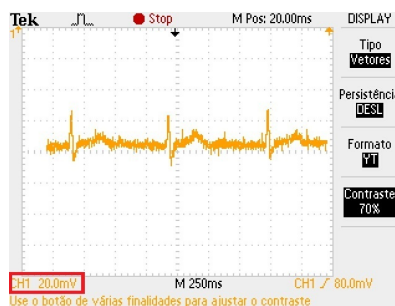


Figura 4.7: Resultado da captação só com o circuito de condicionamento de sinal sem adaptações

Uma das primeiras alterações de hardware consistiu na mudança da tensão que tinha no pino 5 do ina128, elevando assim o valor médio para que depois seja possível efetuar o ADC do sinal (as variações deste sinal precisam de estar no intervalo entre 0 e 3,3V, como já anteriormente referido).

O ganho do próprio INA128 também foi aumentado, principalmente para gerar uma maior diferença entre os complexos do ECG. Deste modo, a diferença entre os intervalos de conversão do ADC torna-se mais pequena perante o aumento da amplitude do sinal ECG a ser amostrado.



Figura 4.8: ECG com o aumento do ganho para 250

No entanto, os vários ruídos inerentes também aumentam. É importante revelar que foram feitos testes para cada um dos ganhos e que se foi associando os filtros conjuntamente com a amplificação. Durante estes testes, verificou-se que era mais útil ligar o potenciómetro ao pino 5, pois o valor médio do bio sinal também varia conforme o sítio em que os eletrodos são colocados no corpo, precisando sempre de pequenos ajustes para atingir o valor médio pretendido.

Filtros

Para conceção dos filtros, foi necessário implementar o algoritmo relativo à função de transferência (ver secção 2.2.2) e calcular os seus coeficientes. Para apoio nesta conceção, utilizou-se uma versão *trial* de dsPICFDLite, em que, definidas as características dos filtros, o programa fornece o algoritmo do filtro em linguagem C e os respetivos coeficientes, embora limitados, por ser uma versão *trial*. Foi também consultado uma página Web com as mesmas funcionalidades. Perante a necessidade de ajustar os algoritmos, durante os testes foi também desenvolvido um novo algoritmo apropriado ao efeito pretendido.

Na sua implementação, foi levada a cabo uma série de testes com variação de determinadas características dos filtros, tais como a frequência de amostragem e o tipo de filtro implementado.

Para visualização dos resultados foi utilizado a montagem anterior de comunicação por UART, uma vez que o DSP não possui DAC. Deste modo, a probabilidade dos dados serem adulterados durante o processo da sua transmissão é muito baixa, sendo uma alternativa viável à conversão do sinal digital para sinal analógico.

Testes:

Foram efetuados vários testes fazendo variar diversos fatores: o ganho introduzido pelo INA128 (50 e 250), a frequência de amostragem (250, 500 e 1000Hz) e as características entre os filtros usados.

Os principais fatores de decisão para a implementação do filtro são a distinção do complexo QRS no ECG, a percepção do resto do sinal e os recursos computacionais utilizados, isto é, o tempo que demora a efetuar os cálculos para a filtragem em relação a um determinado intervalo temporal do sinal captado.

Os resultados apresentados de seguida (figuras 4.9, 4.10 e 4.11) refletem as comparações entre os filtros mais relevantes para implementação.

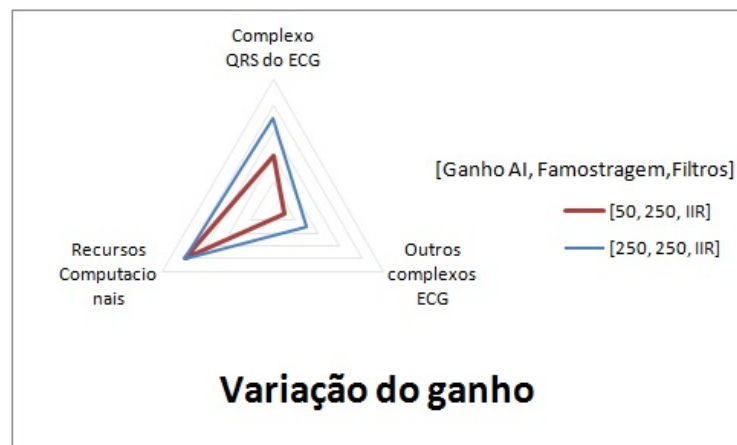


Figura 4.9: Comparação entre filtros com a variação do ganho

Em relação ao ganho, verificou-se uma grande diferença na detecção do complexo QRS e, com o ganho de 250, é possível visualizar a onda T (ver figura 2.4).

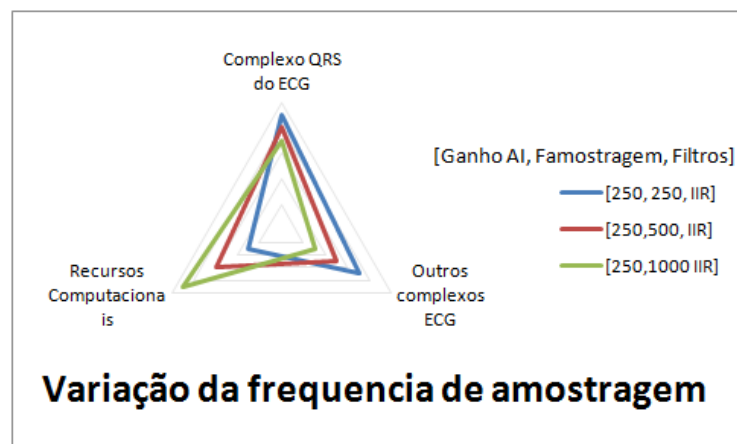


Figura 4.10: Comparação entre filtros com a variação da frequência de amostragem

Em relação à frequência de amostragem, quanto maior o seu aumento, mais exato é o sinal captado. Mas isso também leva a uma maior número cálculos a fazer para cada período do ECG, sendo exigido mais tempo do microcontrolador para tratar e processar o sinal.

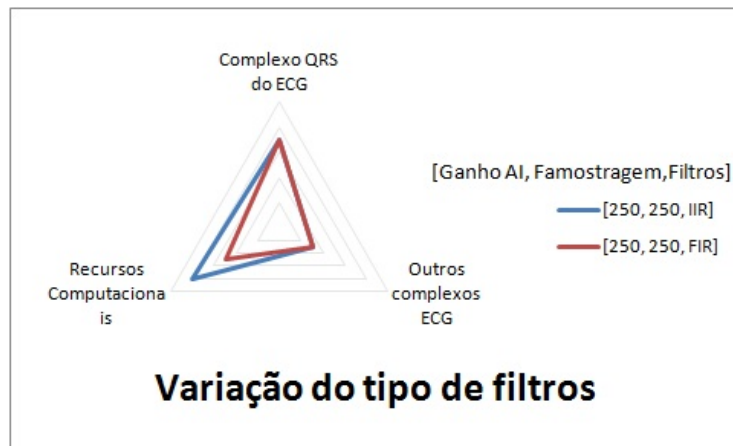


Figura 4.11: Comparação entre filtros com a variação do tipo de filtros

Neste teste, comparou-se os melhores resultados obtidos com filtros FIR e IIR. São bastante idênticos na detecção do complexo QRS e no resto do sinal ECG, mas os filtros IIR mostraram-se bastante vantajosos ao utilizar menos recursos da DSP e ao serem mais rápidos a fornecer o sinal filtrado. Acerca da instabilidade deste tipo de filtros, esta é atenuada devido ao facto do sinal ECG ser periódico e não acusar variações abruptas.

A figura 4.12 evidencia o resultado dos filtros implementados. Os dados foram adaptados para melhor visualização no computador.

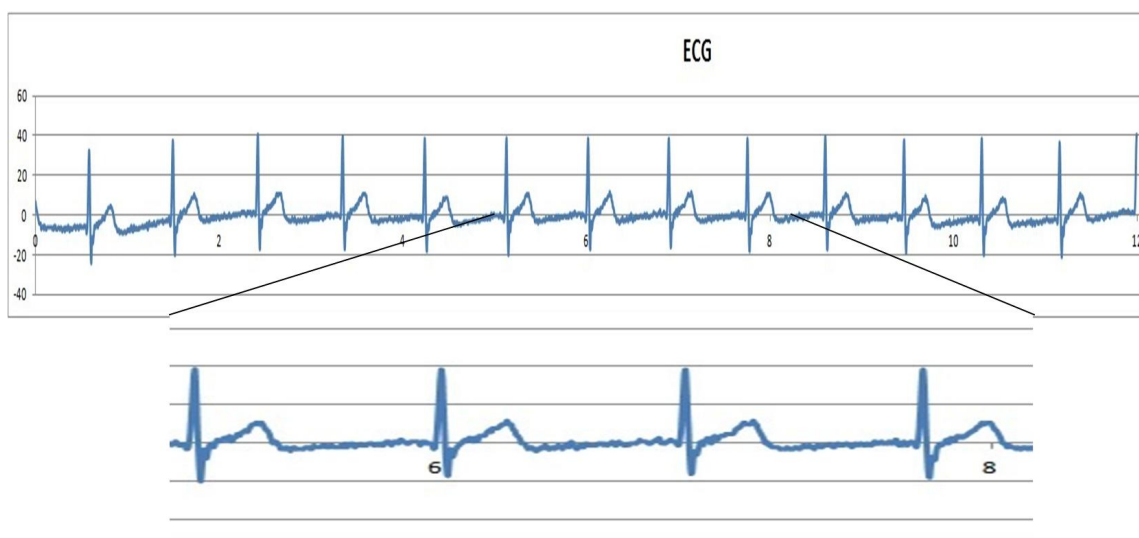


Figura 4.12: ECG resultante dos filtros implementados

Por fim, concluiu-se que, para implementação, o ganho de 250 e o uso do filtro IIR eram mais aconselhados. Em relação à frequência a usar, ponderada a maior diferença entre recursos computacionais usados em relação à qualidade do sinal filtrado, optou-se por amostrar o sinal 250 vezes por segundo. Deste modo, o microcontrolador fica com um maior número de recursos disponíveis para serem utilizados em outros processos. Em suma, a implementação deste filtro apresenta vantagens, como sejam um maior espaço para armazenar mais dados, a possibilidade de integrar outros sensores fisiológicos e, até, o seu menor consumo exigível de energia.

A figura 4.13 exhibe o resultado dos filtros implementados com o uso de eletrodos têxteis. Estes eletrodos fazem parte de uma banda que se usa no peito e que inclui mais componentes além dos eletrodos.

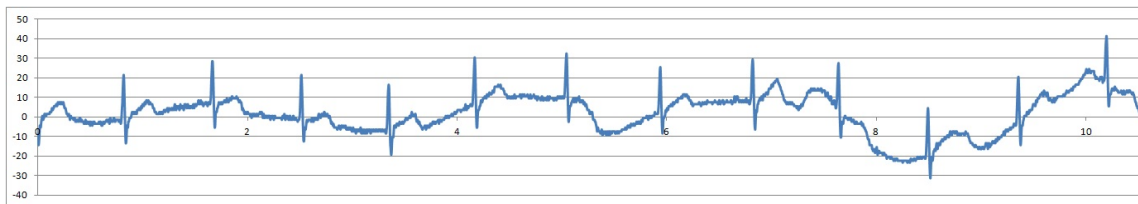


Figura 4.13: ECG feito com eletrodos têxteis

Como se pode observar, apesar de se detetar o complexo ECG, estes eletrodos são mais sensíveis a qualquer tipo de movimento e outras interferências.

Após a implementação do eletrocardiograma, procedeu-se ao cálculo da pulsação cardíaca, sendo desenvolvido um algoritmo que deteta a onda R. A partir de vários testes já efetuados e sabendo algumas características do sinal captado, foi possível elaborar um método eficaz na deteção da onda.

Sabendo-se que a duração máxima da onda QRS é, normalmente, de, 110 milissegundos, na procura avança-se 50 posições (corresponde a 200 milissegundos), pois sabe-se que nessas posições é muito improvável surgir outra onda R. Nos testes também se verificou que o sinal quase nunca superava os 50% da diferença entre o valor médio e o máximo da onda R, sendo este valor de referência para a deteção.

Durante os testes verificou-se que este algoritmo (fluxograma apresentado na figura 4.14) tinha sucesso na deteção da onda R. Mas, como a memória de dados disponível só guarda informação relativa a 6 segundos, o cálculo tem uma incerteza de ± 10 , sendo necessário incluir uma unidade de armazenamento para uma medição mais exata.

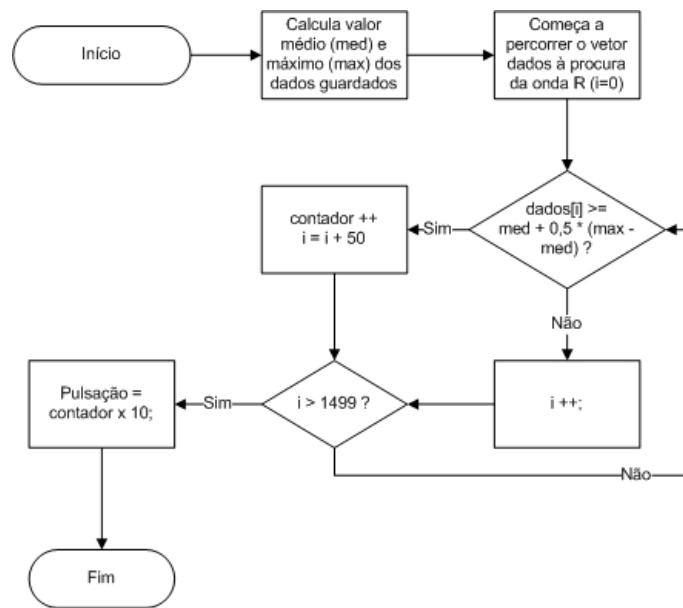


Figura 4.14: Algoritmo para calculo da pulsação

4.3.2 Comunicação sem fios

Para a integração da comunicação baseada numa tecnologia *wireless*, foi usado um dispositivo Bluetooth. Inicialmente foi testado com o algoritmo implementado anteriormente para averiguação do risco de deturpação de dados por este tipo de comunicação durante a sua transmissão. Foi possível verificar, comparando os resultados obtidos neste momento com os anteriores, que os dados transmitidos por Bluetooth não sofreram alterações significativas. Assim sendo, justifica-se prosseguir com o desenvolvimento, procedendo-se à implementação de um algoritmo de receção dos comandos relativos ao protocolo usado no sistema NetCare.

Adaptação do protocolo usado no NetCare

Na perspetiva do módulo de aquisição de sinais, este recebe vários pedidos de uma forma periódica e verifica o conteúdo da trama para apuramento do seu grau de correção e processamento do pedido recebido. Na figura 4.15 apresenta-se um exemplo de uma trama usada no protocolo de comunicação.

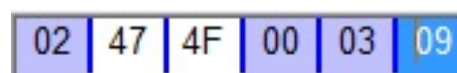


Figura 4.15: Exemplo de uma trama do protocolo. Na primeira posição corresponde ao cabeçalho da trama, a segunda posição corresponde ao tipo de comando, na terceira posição o sinal que o módulo pretende obter, na quarta posição o valor a receber, na quinta posição corresponde ao fecho da trama e na sexta posição o valor CRC da trama

Esta trama é de tamanho fixo e a informação contida varia conforme os pedidos feitos, que resumidamente se exibem na figura 4.16, em que a coluna da esquerda corresponde ao género de comandos e a fila de cima corresponde ao sinal indicado na 3ª posição.

Hexa	Hexa	45	4F	42	50	48	41
	Types	E	O	B	P	H	A
47	Get (G)	ECG	Oximetry	Blood Pressure	Pulse Rate	All (Reads 1 second of ECG data)	All data but ECG
53	Set (S)	ECG	Oximetry	Blood Pressure	Pulse Rate		
45	Error (E)	ECG	Oximetry	Blood Pressure	Pulse Rate	All (Reads 1 second of ECG data)	All data but ECG

Figura 4.16: Protocolo do sistema NetCare: tabela de pedidos

Na figura que se segue (4.17) pormenoriza-se o diagrama temporal com o tipo de mensagens trocadas no projeto NetCare, em que a PSU corresponde a este módulo.

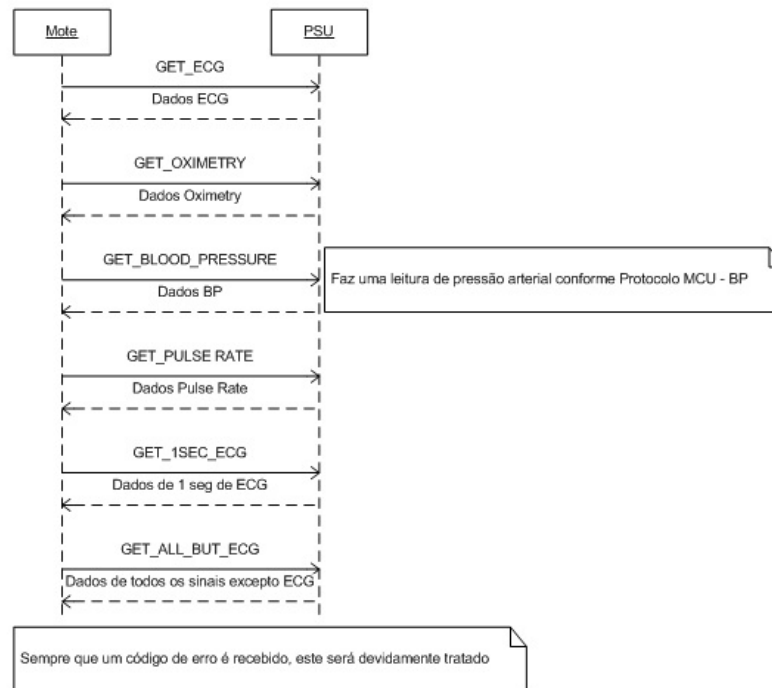


Figura 4.17: Diagrama de sequência Mote - PSU.

Não foi possível a implementação do protocolo exatamente como está definido porque apenas se integram os sensores para o eletrocardiograma. Mas como a pulsação pode ser extraída a partir do eletrocardiograma, o módulo responde corretamente a três pedidos:

- **GET_ECG** - é pedido todos valores do ECG, onde o módulo responde com 1500 dados;
- **GET_PULSE_RATE** - é pedido que o módulo responda com o valor da pulsação;
- **GET_1SEC_ECG** - é pedido os valores correspondentes a 1 segundo de ECG, que neste caso são 250 dados.

Na receção e transmissão de dados foram desenvolvidos dois algoritmos de controlo de comunicação: um para verificar a trama recebida e outro para processar o pedido recebido. Para auxílio deste controlo, foi ainda desenvolvido um algoritmo de construção da trama a enviar, incluindo os dados necessários para tal, e foi implementado o algoritmo CRC fornecido para verificar se a transmissão dos dados se operou sem qualquer tipo de erro entre os dispositivos. A figura 4.18 mostra como foi desenvolvido o algoritmo de verificação do conteúdo da trama.

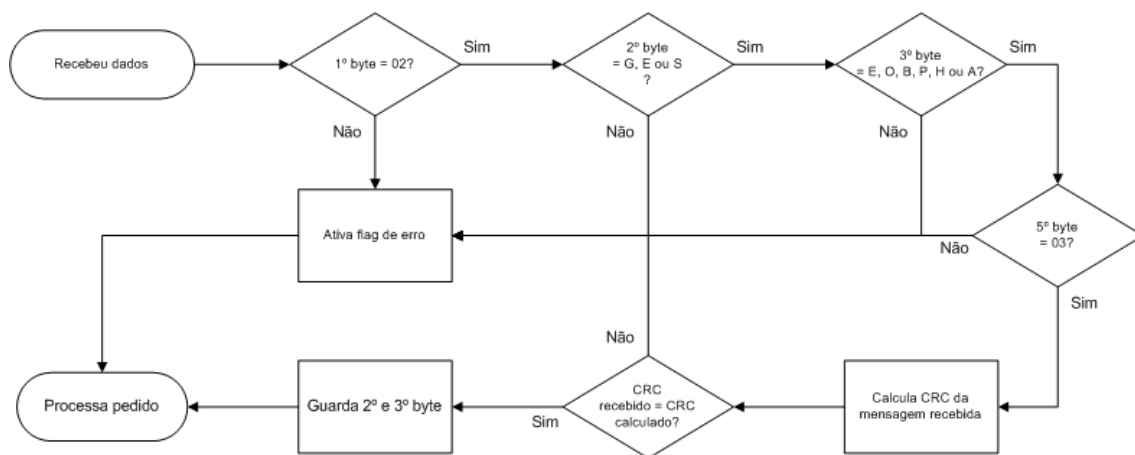


Figura 4.18: Algoritmo que verifica o conteúdo da trama e guarda os dados relativamente ao pedido a processar

Aquando do pedido dados do ECG, a construção da trama apenas inclui dados relativos a 1 segundo. Deste modo, quando outros valores são pedidos, este responde com várias tramas até completar o número dos requeridos. A figura 4.19 caracteriza o algoritmo utilizado para reconhecimento do pedido feito e a forma de resposta do módulo. A trama de resposta tem os primeiros três bytes iguais á trama de pedido. O quarto byte indica o número de bytes utilizados com informação sobre o bio sinal pedido. No fim, o penúltimo valor corresponde ao fecho da trama e, por último, é calculado o CRC da trama e inserido na última posição da mesma.

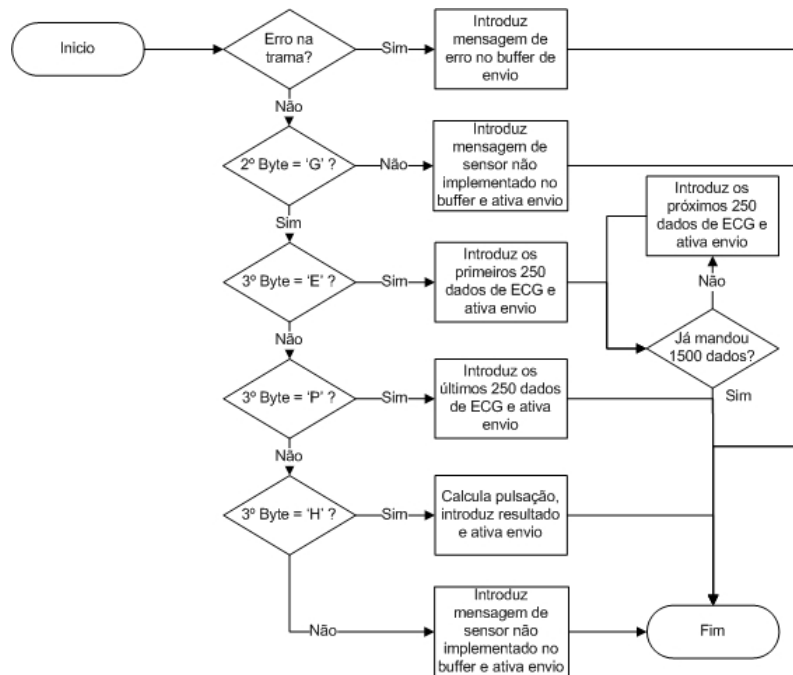


Figura 4.19: Algoritmo que processa o pedido

Para testar os algoritmos implementados foi utilizado o Docklight, programa que permite construir as tramas correspondentes aos pedidos e visualizar os dados enviados e recebidos por Bluetooth. A figura 4.20 permite observar como a trama de resposta é construída e como a comunicação entre o portátil e a placa de aquisição de bio sinais é bem sucedida.

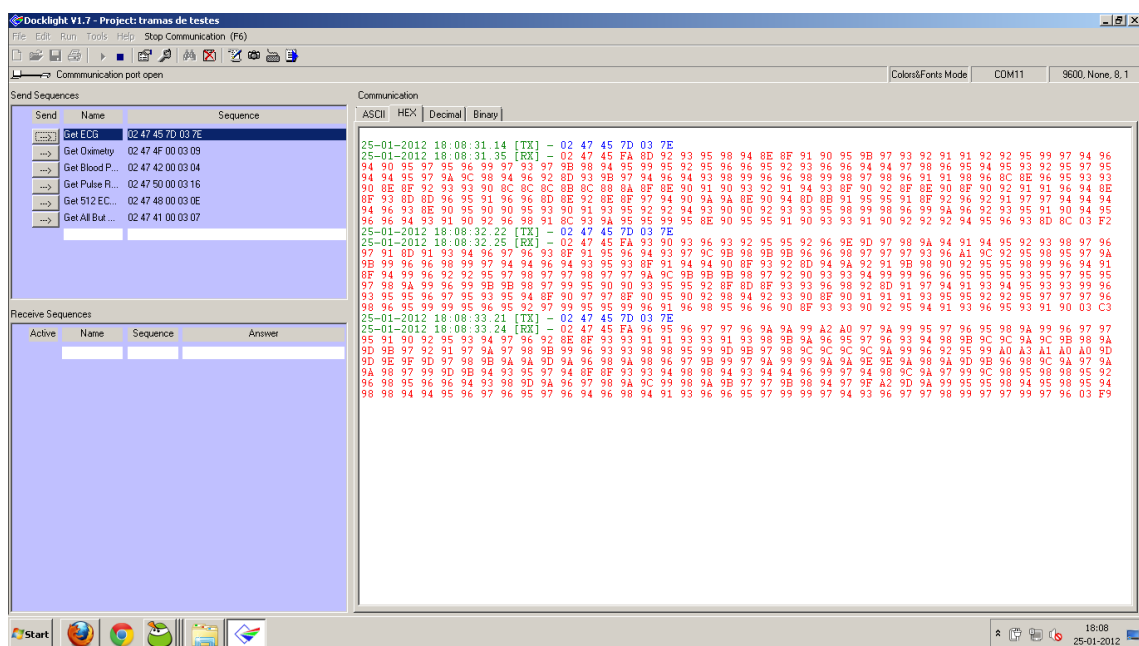


Figura 4.20: Teste relativo ao pedido de 1 segundo de ECG

Ainda havia a possibilidade de utilizar os algoritmos que o processador disponibilizava para calcular o CRC, de modo a os recursos do microcontrolador serem mais bem aproveitados. No entanto, este recurso não foi utilizado porque o protocolo a implementar já possuía CRC próprio e preferiu-se dar prioridade a este, de modo a, no futuro, ser mais fácil a sua integração noutros projetos com o referido protocolo.

4.3.3 Arquitetura e organização das funções

Dado o reconhecido sucesso dos resultados das funções principais, foi desenvolvido um programa de controlo de todas estas funcionalidades, aproveitando algumas características do microcontrolador utilizado. Com o uso do DMA, o programa desenvolvido permite correr vários processos em simultâneo. Para melhor entender a implementação das funcionalidades, inclui-se a ilustração da figura 4.21, em que as funcionalidades implementadas foram divididas em três partes (as partes denominadas por “ADC driver” e “UART driver” funcionam de uma forma independente do programa principal):

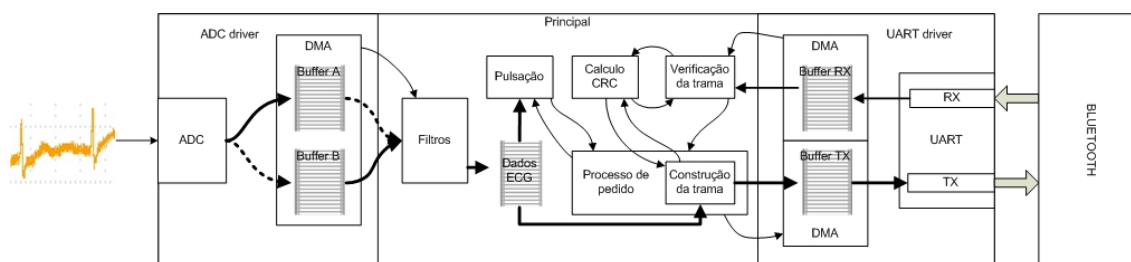


Figura 4.21: Implementação das funcionalidades

Em relação ao “ADC driver”, foi associado o DMA com dois buffers para o ADC possibilitando assim a permanente conversão e guarda dos valores enquanto corre o resto do programa. O ADC faz a amostragem e conversão com uma frequência de 250 Hz que guarda num dos buffers definidos. Quando ocupa completamente um buffer com os valores relativos ao sinal, começa a preencher o outro e ativa uma flag, dando assim sinal ao programa principal de que já está um buffer pronto para o tratamento de dados (filtragem), e não sendo necessário parar a amostragem do sinal.

Na parte “UART driver”, o funcionamento foi organizado de uma forma equivalente ao “ADC driver”. Foi usado o DMA para receber as mensagens de outros dispositivos que cumprem o protocolo, usando um buffer com 6 posições de memória. Quando é efetuado algum pedido ao modulo de aquisição de bio sinais, a “UART driver” armazena os 6 bytes recebidos e ativa uma flag de modo a avisar que recebeu uma mensagem. Para a transmissão de informação para outro dispositivo, apenas é necessário guardar os respetivos dados no buffer destinado e ativar o envio, pois o uso do DMA torna este processo automático e independente do resto das funcionalidades.

Desta forma, o programa principal pode correr os algoritmos implementados, como a filtragem de dados e o processamento de pedidos, em simultâneo com as outras partes. A figura a seguir

demonstra a interligação deste módulo com a aplicação WISE. Neste caso, a aplicação WISE corre num computador que comunica com o módulo por Bluetooth. Este envia os dados correspondentes ao ECG e a aplicação possui uma interface gráfica que mostra, em tempo real, o ECG do utilizador.

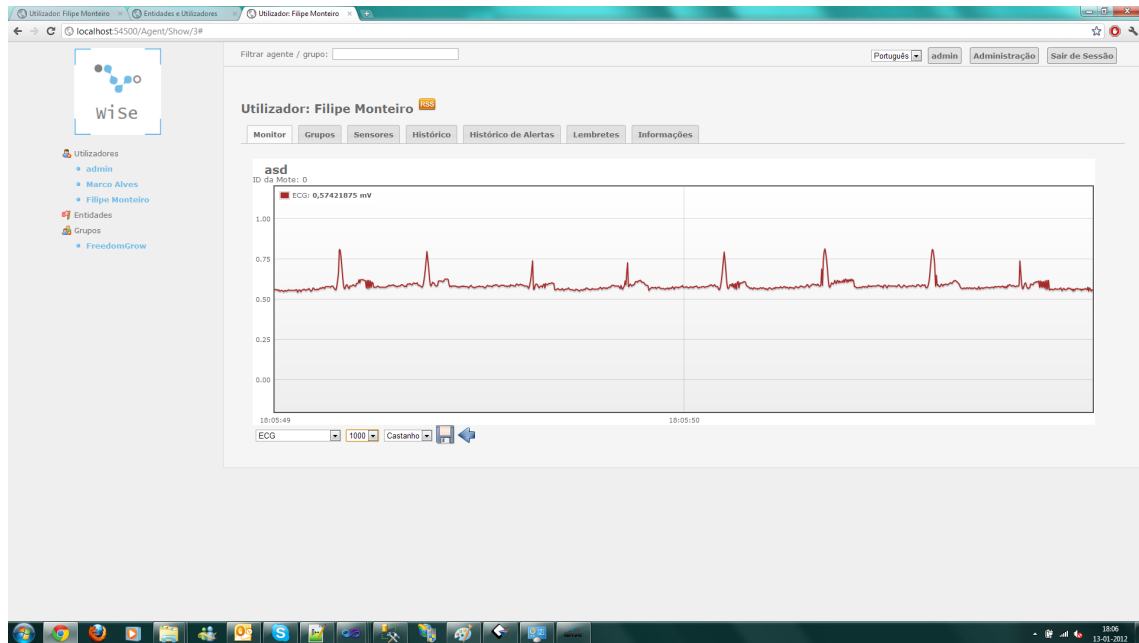


Figura 4.22: Interface gráfica da aplicação WISE com o ECG resultante do módulo de aquisição de bio sinais desenvolvido

Desta maneira foi testada a implementação do módulo e verificou-se com sucesso o seu funcionamento com base nos resultados apresentados na figura 4.22.

4.3.4 Design da placa de circuito impresso

Tendo sido testadas e verificadas com sucesso as funcionalidades implementadas até ao momento, foi desenvolvido uma PCB.

Eis os cuidados foram tomados no seu desenvolvimento:

- Tamanho;
- Capacidade de inclusão de funcionalidades futuras ou de teste do funcionamento de diversos dispositivos ou de comunicações série como I²C e SPI;
- Preço das componentes integradas.

Em relação aos componentes utilizados até agora, foram feitas pequenas alterações: integrou-se como microcontrolador o dsPIC33FJ128MC804 de encapsulamento TQFP, consideravelmente mais pequeno e com mais pinos e mais funcionalidades; mudou-se para um potenciómetro digital, o que dá para acerto de uma forma automática e também é mais pequeno.

Também foram incluídos outros componentes ([19, 20, 21, 22, 23, 24, 25, 26]) que comportam novas funcionalidades:

- Uma porta miniUSB, um regulador e um inversor de tensão de modo a placa poder ser alimentada por um simples cabo USB ligado ao computador e não ter qualquer problema no microcontrolador, caso haja algum pico de tensão;
- Um socket para inserir um cartão SD ou derivados, para guardar dados em alternativa ao seu envio consecutivo, poupando energia, garantindo um maior grau de precisão no cálculo da pulsação;
- Um sensor de temperatura para medir a temperatura à superfície do corpo;
- Conectores de ligação de uma bateria, tornando o dispositivo portátil;
- Um controlador de bateria para informar o utilizador da necessidade de proceder à recarga ou à troca de bateria, tornando-o num sistema capaz funcionamento contínuo;
- Um conjunto de leds associados aos componentes para conhecer os vários estados destes.

Para este design, foi necessária a familiarização com o *software* Orcad, ferramenta usada para o design da PCB. As bibliotecas incluídas neste *software* não tinham todos os *footprints* necessários, o que obrigou a um maior estudo do modo de desenvolver as restantes *footprints* e a PCB. Todo o design foi feito manualmente com vista a compactar as componentes e tornar a PCB o mais pequena possível.

Como resultado final (figura 4.23), esta placa é relativamente pequena (7x7 cm) e é capaz de integrar adicionalmente, pelo menos, uma bateria, outros dispositivos de comunicação e outros sensores para a oximetria e a pressão arterial. Além disso, é um dispositivo portátil podendo o utilizador utilizá-lo de uma forma confortável.

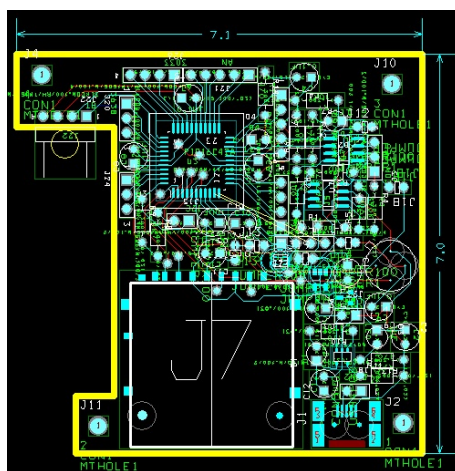


Figura 4.23: Layout da PCB

4.4 Conclusão

Neste capítulo foi apresentado um módulo apto a produzir o ECG com alguma exatidão. Os filtros usados são suficientes para se proceder à análise do ECG e não impede a utilização do microcontrolador para futuras implementações. O protocolo NetCare foi implementado com sucesso e verificou-se que o componente Bluetooth é viável para a receção e transmissão de dados. Estes factos, aliados à criação da PCB de pequena dimensão, tornam um dispositivo funcional e adaptável, cumprindo os requisitos deste módulo.

Capítulo 5

Plataforma de Monitorização Pessoal

Este capítulo aborda o desenvolvimento do trabalho em relação à plataforma de monitorização pessoal, com uma organização expositiva equivalente à do capítulo anterior. Inclui a análise de projetos já desenvolvidos, a apresentação da solução a desenvolver, a implementação das funcionalidades relativos a este módulo e a argumentação dos algoritmos e processos desenvolvidos para o efeito.

5.1 Análise de requisitos e do projeto anterior

Código	Nome	Descrição / integração
Req_PMP_1	Enviar e receber dados através de várias tecnologias sem fio	O ódulo é desenvolvido de forma a ser capaz de integrar-se em situações diversificadas, sendo adaptável e móvel.
Req_PMP_2	Receção e retransmissão de dados sem intervenção do utilizador	Existe uma autonomia nos processos implementados para que a monitorização seja feita de uma forma automática
Req_PMP_3	Enviar alertas no caso de se detetar valores anormais para o utilizador	Em sistemas de saúde, é importante haver um sistema que esteja sempre alerta. No caso de surgirem valores críticos, os alertas devem de ser enviados de imediato para se prevenir a maior parte de lesões
Req_PMP_4	Permitir a ligação de diferentes dispositivos sem necessidade de configuração – (Plug-and-Play)	Como já referido anteriormente, o módulo deve ser capaz de se adaptar a várias situações. Se possuir um mecanismo em que aceite a ligação de dispositivos sem haver a necessidade de configuração, a integração é facilitada e torna-se um subsistema capaz de adquirir mais funcionalidades
Req_PMP_5	Armazenar dados	(ver Req_ABS_5)
Req_PMP_6	Capacidade de expansão	(ver Req_ABS_7)

Tabela 5.1: Requisitos para o módulo de monitorização pessoal

Nesta tabela (5.1) apresentam-se de uma forma mais detalhada os requisitos referentes a este módulo, cuja compreensão é importante para o planeamento e estruturação da solução.

Projeto anterior [27]

Já se encontra implementado um projeto que consistiu no desenvolvimento de várias comunicações entre a FOX Board (placa usada no projeto anterior) e as motes Crossbow e Tmote, incluindo os seus protocolos e o uso de Zigbee. Foi elaborada igualmente uma camada de abstração na FOX Board, de modo a controlar as diversas funções exercidas por esta, como a pesquisa de

tecnologias sem fios disponíveis, envio e receção de dados a partir das motes e receção de dados dos sensores relacionados com os bio sinais.

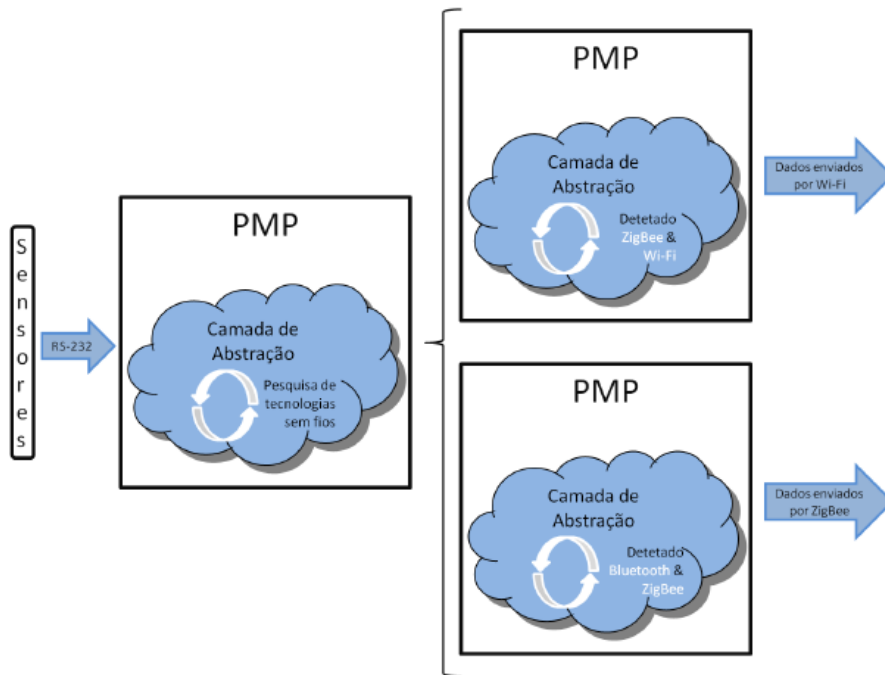


Figura 5.1: Arquitetura de alto nível do projeto anterior

A elaboração deste do projeto envolveu a criação e desenvolvimento de *threads*, que otimiza a gestão de recursos e torna viável a execução de processos em simultâneo. Por conseguinte, é vantajoso adaptar estes algoritmos ao corrente projeto. No entanto, só é possível implementar este tipo de algoritmos se a placa a utilizar suportar este género de processos e, ainda, no caso das comunicações, os protocolos relativos as tecnologias a implementar.

5.2 Arquitetura da plataforma de monitorização pessoal

A configuração (figura 5.2) ilustra o esquema da arquitetura a utilizar na parte respetiva à monitorização do sistema. Neste módulo vai ser implementada a parte da comunicação relativa aos sensores desenvolvidos neste projeto e outros, suportando tecnologias como Bluetooth e Zigbee. Este módulo suporta igualmente tecnologias várias, como WiFi, GPRS ou outras redes moveis para comunicar com o servidor a partir de Web services. O principal objetivo neste desenvolvimento é a criação de um processo completo desde o envio de pedidos aos sensores até o envio de dados para o servidor. Durante este processo, o módulo deve ser capaz de gerar alarmes consoante a análise

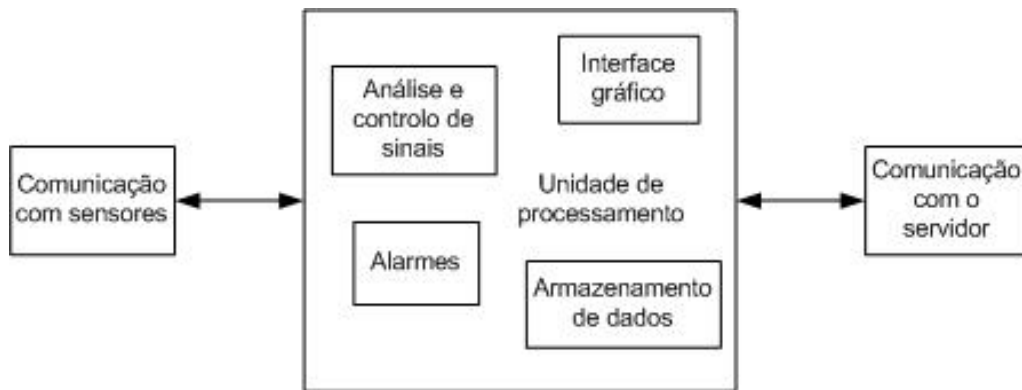


Figura 5.2: Arquitetura de alto nível do corrente projeto

dos dados recebidos. Deve também estar apetrechado com diversos algoritmos para pesquisa de sensores e redes sem fios, análise de dados recebidos e gestão de pedidos a realizar, entre outros.

5.3 Desenvolvimento

Para o efeito, foi necessário realizar inicialmente uma pesquisa de produtos no mercado, visto que a placa usada no projeto anterior (FOX board) é um produto descontinuado e com algumas limitações. Dado não ser aconselhável o desenvolvimento nesta placa, efetuou-se uma pesquisa com base nos seguintes requisitos:

- Suportar tecnologias sem fios como Bluetooth, Zigbee, WiFi, GPRS ou outra rede móvel.
- Suportar GPS.
- Possuir interface para UART, I²C e SPI para caso seja necessário incluir módulos que não sejam considerados
- Dispositivo de pequena dimensão
- Possuir unidade de armazenamento de dados
- Possuir baixo consumo de energia
- Suportar a execução de várias tarefas em simultâneo
- Adaptar-se a outros sistemas

Não tendo sido possível adquirir as placas escolhidas na primeira pesquisa, o levantamento de placas existentes no mercado teve que ser repetido. De seguida (tabela 5.2) são listados diversos tipos de placas idênticas ([28, 29, 30, 31, 32, 33]), todas cumprindo os requisitos exigíveis e distinguindo-se entre si apenas por pequenos aspetos característicos, embora não irrelevantes para o sistema:

	FOX Board G20	EM-X270	CM-T3517	Overo Sand COM	Overo Air COM	Pico-sam9g45
Microcontrolador	Atmel AT91SAM9G20, 400MHz	Intel's XScale PXA270 CPU, 520 MHz	Cortex-A8 Sitara AM3505, ou AM3517 SoC, 600 MHz	OMAP 3503, 600MHz, ARM Cortex-A8 CPU	OMAP 3503, 600MHz, ARM Cortex-A8 CPU	ARM926EJ-S, 400MHz
Memória	64 MB de RAM, 256 KB memória flash	128 Mbyte SDRAM, 512 Mbyte Flash Disk	256 Mbyte SDRAM, 512 Mbyte Flash Disk	256 Mbyte RAM, 512 Mbyte Flash Disk	512 Mbyte RAM, 512 Mbyte Flash Disk	256MB DDR2
Portas USB	2 portas USB 2.0	1 porta USB	2 portas USB	Suporta 1 porta USB	Suporta 1 porta USB	4 portas USB 2.0
Porta Ethernet	1 porta 10/100M	-----	1 porta 10/100M	-----	-----	1 porta 10/100M
Interface para comunicações série	RS232/RS485/RS422, I2C, SPI	SPI, I2C, RS232	SPI, I2C, UART e CANbus	SPI, I2C, UART	SPI, I2C, UART	SPI, I2C, RS232
Sistema Operativo	Linux	Windows CE e Linux	Windows CE e Linux	Windows CE BSP	Windows CE BSP	Linux e Android
Suporte de cartões de memória	-----	SD / SDIO / MMC	SD / SDIO / MMC	SD / SDIO / MMC	MicroSD	SD e SIM
Extras	-----	Possibilidade de adquirir módulos como WiFi, Bluetooth, GPRS e GPS	Possibilidade de adquirir módulos extra como WiFi e Bluetooth	Compatível com módulos de Ethernet e GPS	Possui WiFi e Bluetooth, Compatível com módulos de Ethernet e GPS;	Possibilidade de adquirir LCD ou Touchscreen
Dimensão	72 x 66mm	97 x 66 mm	66 x 44 mm	17 x 58 mm	17 x 58 mm	80 x 100 mm

Tabela 5.2: Lista de placas pesquisadas

Também foi considerada a hipótese de adquirir uma placa mais limitada em termos de processador mas com as interfaces necessárias para englobar os vários módulos de comunicação à parte. Assim sendo, desenvolveram-se as várias comunicações série para integrar os vários módulos. Possivelmente, para integrar neste projeto, pode a própria placa vir a ser concebida e produzida num tempo próximo, com as funcionalidades estritamente adaptada às exigências específicas do projeto, a partir dos mobilizando apenas os recursos indicados para este género de sistemas, o que a torna significativamente mais barata.

Diante do leque das placas apresentadas, escolheu-se a Pico-sam9g45, porque, apesar de não ter módulos integrados de comunicação sem fios, inclui várias interfaces disponíveis (4 USB para usar *dongles*), uma pagina Web para suporte, 2 sistemas operativos disponíveis com várias funcionalidades desenvolvidas. Comparando o preço entre as várias placas, esta possui a melhor relação preço/recursos necessários ao projeto, o que justifica a sua eleição.

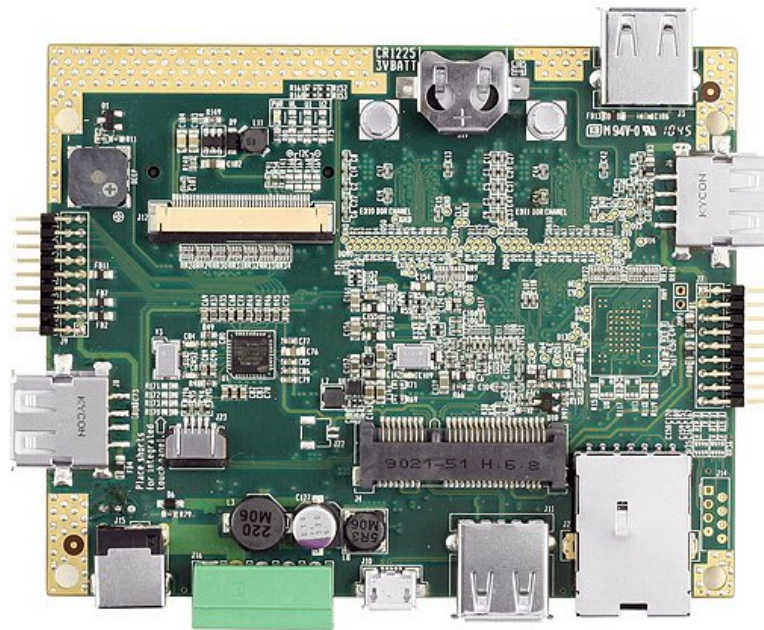


Figura 5.3: Pico-sam9g45 - Placa escolhida para o desenvolvimento

Além do já referido, esta placa também suporta LCD e *touchscreen*, que pode vir a ser integrada futuramente para melhor interação com o sistema implementado.

5.4 Implementação

Para a implementação, foi necessário efetuar uma escolha sobre o sistema operativo a usar no desenvolvimento do projeto. Embora o Android (em relação ao Linux) seja o mais utilizado entre a população, a partir de PDA's e Smartphones, e o futuro utilizador já estar mais familiarizado com este sistema, o Linux foi o implementado na placa porque se dispõe já de um maior suporte em páginas Web para o desenvolvimento de processos como drivers.

Após a escolha do sistema operativo, procedeu-se à gravação da imagem do Linux pré-compilado fornecido na página Web para este correr na placa. Foi configurado no portátil o servidor DHCP para atribuir um IP à placa quando estiverem interligados por cabo de rede. Deste modo, foi possível executar o comando “ssh” para execução remota dos programas previamente compilados. O desenvolvimento dos algoritmos e compilação de programas processou-se com recurso ao SourceryG++ com as configurações para a placa e usou-se o comando “scp” para transferência dos ficheiros executáveis.

No início procedeu-se à realização de uma série de testes a partir da linha de comandos para familiarização da placa, tendo-se verificado a falta de alguns comandos para a implementação dos algoritmos relacionados com o Bluetooth. Em relação ao WiFi, não foi possível testar os algoritmos desenvolvidos na placa, porquanto não se encontrou dongle disponível para o efeito. No entanto, foi implementado um programa que envia os dados recebidos por Bluetooth a partir de ethernet, mostrando que é possível implementar os mesmos algoritmos caso a comunicação se efetue a partir de WiFi.

As figuras 5.4, 5.5 e 5.6 apresentam um conjunto de comandos que se podem adotar para conexão a um dispositivo Bluetooth. Estes comandos são de execução no sistema operativo Linux Ubuntu 11.10 instalado noutro dispositivo.

```

root@ubuntu:/home/pantufas
root@ubuntu:/home/pantufas# hciconfig
hci0: Type: BR/EDR Bus: USB
      BD Address: 00:11:67:87:DF:43 ACL MTU: 1021:8 SCO MTU: 48:10
      UP RUNNING PSCAN ISCAN
      RX bytes:16311 acl:195 sco:0 events:506 errors:0
      TX bytes:5672 acl:187 sco:0 commands:138 errors:0

root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool scan
Scanning ...
8C:64:22:11:3D:48 Pantufas-SP
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool info 8C:64:22:11:3D:48
Requesting information ...
BD Address: 8C:64:22:11:3D:48
Device Name: Pantufas-SP
LMP Version: 2.1 (0x4) LMP Subversion: 0xid1f
Manufacturer: Texas Instruments Inc. (13)
Features: 0xff 0xff 0x2d 0xfe 0x9b 0xff 0x79 0x83
          <3-slot packets> <5-slot packets> <encryption> <slot offset>
          <timing accuracy> <role switch> <hold mode> <sniff mode>
          <park state> <RSSI> <channel quality> <SCO link> <HV2 packets>
          <HV3 packets> <u-law log> <A-law log> <CVSD> <power control>
          <transparent SCO> <EDR ACL 2 Mbps> <EDR ACL 3 Mbps>
          <enhanced iscan> <interlaced iscan> <interlaced pscan>
          <inquiry with RSSI> <extended SCO> <EV4 packets> <EV5 packets>
          <AFH cap. slave> <AFH class. slave> <3-slot EDR ACL>
          <5-slot EDR ACL> <sniff subrating> <pause encryption>
          <AFH cap. master> <AFH class. master> <EDR eSCO 2 Mbps>
          <EDR eSCO 3 Mbps> <3-slot EDR eSCO> <extended inquiry>
          <simple pairing> <encapsulated PDU> <err. data report>
          <non-flush flush> <STO> <inquiry TX power> <extended features>
root@ubuntu:/home/pantufas# l2ping 8C:64:22:11:3D:48
Ping: 8C:64:22:11:3D:48 from 00:11:67:87:DF:43 (data size 44) ...
44 bytes from 8C:64:22:11:3D:48 id 0 time 22.84ms
44 bytes from 8C:64:22:11:3D:48 id 1 time 44.89ms
44 bytes from 8C:64:22:11:3D:48 id 2 time 38.62ms
44 bytes from 8C:64:22:11:3D:48 id 3 time 508.69ms
^C sent, 4 received, 0% loss
root@ubuntu:/home/pantufas#

```

Figura 5.4: Execução dos comandos “hciconfig”, “hcitool scan”, “hcitool info” e “l2ping”

Na figura 5.4 está presente o comando “hciconfig” para se perceber qual a interface r usada para o Bluetooth e a sua configuração. O comando “hcitool scan” apresenta os dispositivos disponíveis para ligação.

Para testar a disponibilidade efetiva do dispositivo, utilizou-se o comando “l2ping”, o qual permite verificar a receção e resposta às mensagens enviadas.

```

root@ubuntu:/home/pantufas# sdptool browse 8C:64:22:11:3D:48
Browsing 8C:64:22:11:3D:48 ...
Service ReHandle: 0x10000
Service Class ID List:
  "PnP Information" (0x1200)
Profile Descriptor List:
  "PnP Information" (0x1200)
  Version: 0x0102

Service Name: Audio Source
Service ReHandle: 0x10001
Service Class ID List:
  "Audio Source" (0x110a)
Protocol Descriptor List:
  "L2CAP" (0x0100)
    PSM: 25
  "AVDTP" (0x0019)
    uInt16: 0x100
Profile Descriptor List:
  "Advanced Audio" (0x110d)
  Version: 0x0100

Service Name: AVRCP TG
Service ReHandle: 0x10002
Service Class ID List:
  "AV Remote Target" (0x110c)
Protocol Descriptor List:
  "L2CAP" (0x0100)
    PSM: 23
  "AVCTP" (0x0017)
    uInt16: 0x100
Profile Descriptor List:
  "AV Remote" (0x110e)
  Version: 0x0100

Service Name: Voice Gateway
Service ReHandle: 0x10003
Service Class ID List:
  "Handsfree Audio Gateway" (0x111f)
  "Generic Audio" (0x1203)
Protocol Descriptor List:

```

Figura 5.5: Execução dos comandos “sdptool browse”

O comando “sdptool browse” serve para visualizar quais os serviços implementados no dispositivo e qual o protocolo a utilizar para a troca de ficheiros, como se pode verificar nas figuras 5.5 e 5.6.

```

root@ubuntu:/home/pantufas# sdptool browse 8C:64:22:11:3D:48
Service ReHandle: 0x10005
Service Class ID List:
  "OBEX Object Push" (0x1105)
Protocol Descriptor List:
  "L2CAP" (0x0100)
  "RFCOMM" (0x0003)
    Channel: 12
  "OBEX" (0x0008)
Profile Descriptor List:
  "OBEX Object Push" (0x1105)
  Version: 0x0100

Service Name: OBEX Phonebook Access Server
Service ReHandle: 0x10006
Service Class ID List:
  "Phonebook Access - PSE" (0x112f)
Protocol Descriptor List:
  "L2CAP" (0x0100)
    Channel: 19
  "RFCOMM" (0x0003)
    Channel: 19
  "OBEX" (0x0008)
Profile Descriptor List:
  "Phonebook Access" (0x1130)
  Version: 0x0100

root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool cc 8C:64:22:11:3D:48
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool con
Connections:
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool con
Connections:
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool con
Connections:
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool con
Connections:
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool cc 8C:64:22:11:3D:48
root@ubuntu:/home/pantufas# hcitool con
Connections:
< ACL 8C:64:22:11:3D:48 handle 1 state 1 lm SLAVE
root@ubuntu:/home/pantufas#

```

Figura 5.6: Execução dos comandos “hcitool cc” e “hcitool con”

Na figura 5.9 é possível verificar que o teste teve sucesso, sendo observável a quantidade de dados recebidos de cada vez e os respectivos valores.

```

[150][150][150][149][147][145][146][148][149][148][149][149][150][148][147][149][145][147][148][148][148][15
0][150][149][148][148][150][150][149][151][151][149][148][149][149][149][152][152][151][152][151][149][150][
150][149][150][151][152][153][149][146][145][142][144][150][160][172][186][196][196][184][162][144][132][126][130
][140][143][144][139][143][147][150][152][152][151][151][152][152][153][152][150][151][153][153][157][156][154][15
5][154][155][155][154][156][156][157][156][154][154][156][157][158][157][156][154][156][159][160][159][160][161
][161][161][160][162][163][161][162][164][164][165][163][163][165][163][161][160][159][158][157][156][153][152][15
3]
Number of values received = [362]
[152][150][149][150][149][148][147][147][148][149][146][146][147][148][146][144][147][149][147][146][148][150][14
7][147][149][148][147][147][147][146][146][147][147][145][145][146][146][145][147][147][146][147][146][149][1
48][148][149][149][148][148][148][147][147][148][147][146][147][147][147][146][149][149][148][147][145][145][1
45][145][147][148][146][145][148][150][148][148][150][149][146][148][151][150][149][150][149][149][147][147][14
49][150][150][150][149][148][148][148][149][148][147][150][150][148][149][151][149][147][148][149][148][146][147]
[149][147][147][147][145][151][151][151][151][151][152][158][160][181][192][194][183][161][141][128][121][124][133][139][140][14
0][144][145][146][146][147][149][148][149][151][150][150][149][149][150][150][146][146][149][149][151][153][155][153][
154][156][155][153][151][152][153][154][155][153][153][154][154][156][156][155][154][156][159][158][158][158][161
][163][162][161][161][161][161][159][160][160][158][156][155][153][151][149][147][147][147][145][144][144][144][11
47][147][146][146][145][147][148][147][147][147][147][145][141][141][144][145][144][149][153][149][145][148][151]
[151][148][149][151][150][149][150][152][152][154][154][154][151][151][151][151][151][151][151][151][152][152][151][150][150][150][150]
[150][150][150][150][150][150][150][150][152][154][153][152][150][151][152][151][151][153][153][151]
[150][151][152][149][148][150][150][150][150][150][150][150][152][154][153][152][150][151][152][151][151][153][153][1
56][163][176][190][198][194][180][159][137][121][116][125][138][143][140][138][140][144][144][145][145][145][146][146]
[147][149][150][149][146][145][148][151][149][148][150][152][152][151][149][147][149][150][149][149][148][148][14
9]
Number of values received = [328]
[150][150][151][151][151][151][152][152][153][156][157][156][155][154][156][156][156][158][159][158][157][15
6][155][154][152][151][149][148][147][145][145][144][142][141][140][140][140][139][139][140][140][140]
[140][141][141][141][140][140][139][139][139][139][140][140][141][141][142][142][140][140][140][142][142][141][141][139
][140][139][144][144][140][139][140][129][129][138][141][141][140][140][139][139][140][140][139][141][141][141][141][139][139][141][140]
[141][142][142][142][141][141][140][139][140][141][142][142][140][140][141][138][138][140][141][140][140][142][14
2][142][141][141][141][140][139][139][139][140][142][142][142][142][142][142][141][142][142][141][141][139][140]
[143][145][151][162][173][181][182][172][153][136][124][117][120][130][135][134][133][136][137][138][141][141]
[142][142][142][142][144][144][143][143][143][143][147][145][145][145][145][144][144][145][144][144][144][146][145][145][1
46][147][146][146][145][147][149][149][148][149][150][149][150][152][151][153][154][153][153][154][154][153][153][154]
[155][154][152][150][148][150][151][148][146][146][143][140][140][142][142][141][140][139][138][138][139][138][139][141]
[151][139][138][138][138][139][142][141][138][137][138][139][139][140][140][137][137][137][137][137][139][141][140]
[139][140][140][139][138][139][140][138][138][139][139][139][139][140][139][138][139][139][139][139][139][138][139]
[144][141][141][140][140][140][140][140][141][141][141][141][141][140][138][140][142][141][141][141][146][146][14
6][1440][139][142][143][150][143][142][142][142][141][141]root@ubuntu:/home/pantufas/test4pl.cof

```

Figura 5.9: Recepção de dados no servidor

A pesquisa de redes WiFi é efetuada executando o comando “iwlist scan”, como se pode inferir da observação da 5.10, apurando-se que foram encontrados vários *access points* e uma rede identificada como “feup.conferencias”.

```

root@ubuntu:/home
root@ubuntu:/home# iwlist scan
lo          Interface doesn't support scanning.
eth0       Interface doesn't support scanning.
wlan0      Scan completed :
           Cell 01 - Address: 00:12:01:B5:80:C1
             Channel:1
             Frequency:2.412 GHz (Channel 1)
             Quality=56/70  Signal level=-54 dBm
             Encryption key:off
             ESSID:"feup.conferencias"
             Bit Rates:5.5 Mb/s; 6 Mb/s; 9 Mb/s; 11 Mb/s; 12 Mb/s
                18 Mb/s; 24 Mb/s; 36 Mb/s
             Bit Rates:48 Mb/s; 54 Mb/s
             Mode:Master
             Extra:tsf=00000b6bab04d2c9
             Extra: Last beacon: 596ms ago
             IE: Unknown: 001166657f02e63f0e66657265663096173
             IE: Unknown: 0188880c129618243048
             IE: Unknown: 038101
             IE: Unknown: 2A0100
             IE: Unknown: 3202606C
             IE: Unknown: 851E000081000F00FF0319004150493031303330310000000000000004000025
             IE: Unknown: 9666004096001100
             IE: Unknown: D0600040960010101
             IE: Unknown: D08500409600304
             IE: Unknown: D08500409600801
             IE: Unknown: D0180050F2020101840003A4000027A4000042435E0062322F00
           Cell 02 - Address: 00:0E:D7:C1:F9:01
             Channel:6
             Frequency:2.437 GHz (Channel 6)
             Quality=32/70  Signal level=-70 dBm
             Encryption key:off
             ESSID:"feup.conferencias"
             Bit Rates:5.5 Mb/s; 6 Mb/s; 9 Mb/s; 11 Mb/s; 12 Mb/s
                18 Mb/s; 24 Mb/s; 36 Mb/s
             Bit Rates:48 Mb/s; 54 Mb/s
             Mode:Master
             Extra:tsf=00000aa8c045b0f8
             Extra: Last beacon: 308ms ago

```

Figura 5.10: Parte da lista de redes WiFi

Capítulo 6

Conclusão

O avanço da tecnologia viabiliza a concepção de sistemas de monitorização cada vez mais complexos, envolvendo um maior número de dispositivos na mesma rede, de dimensões cada vez mais reduzidas e a um custo cada vez mais baixo.

O objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de circuito para leitura do ECG e outros sensores com a implementação de um sistema de comunicação de forma a possibilitar a troca de informação entre os sistemas envolventes, utilizando tecnologias sem fios. Deste modo, visou-se criar um sistema funcionalmente completo de recolha dos dados relativos ao estado do paciente, análise da informação recolhida e seu envio ao servidor para uma posterior consulta.

Um dos maiores obstáculos detetados ao longo do desenvolvimento do projeto decorreu da necessidade de familiarização com diversos dispositivos e aquisição de conhecimentos sobre assuntos relacionados com outras áreas.

A obtenção dos bio sinais deve ser o mais confortável possível, permitindo uma monitorização constante sem causar qualquer desconforto ou alergias ao paciente pelo uso dos eletrodos durante um longo período de tempo.

Assim, foram utilizados dois tipos de eletrodos: inicialmente foi testado o tradicional, usado nos exames de ECG e, de seguida, foram considerados os eletrodos têxtil, que permite detetar o complexo QRS, tendo-se verificado uma relativa instabilidade nos resultados obtidos a partir dos últimos. Deste modo, prosseguiu-se o desenvolvimento com recurso aos eletrodos tradicionais.

O uso do DSP neste projeto foi de extrema utilidade, porquanto apresenta uma grande capacidade para incluir protocolos de comunicação e outras funções, tais como, a filtragem do sinal e o cálculo de pulsação. Assim se garantiu a aquisição de algumas vantagens em relação a sistemas anteriormente desenvolvidos, designadamente no capítulo da capacidade de recolher e analisar um maior número de bio sinais com um dispositivo de menores dimensões físicas. Este microcontrolador também propiciou a realização de um vasto conjunto de testes num tempo mais curto, porque a maioria das alterações das variáveis para os testes necessita apenas de uma reprogramação do microcontrolador.

A filtragem do sinal foi implementada, aproveitando as potencialidades do DSP. Com isto foram testados vários filtros durante o seu desenvolvimento. Conclui-se, com segurança, que

os filtros implementados minimizam os riscos de falha na detecção do complexo QRS e, ainda, proporcionam o rastreamento de outras ondas do sinal. Estes filtros ocupam pouco tempo do microcontrolador, o que facilita o desenvolvimento futuro de outros algoritmos.

Para comunicações entre os dois módulos, utilizou-se a tecnologia Bluetooth. Assim, a troca de dados é feita sem fios, proporcionando maior conforto e mobilidade ao utilizador. O dispositivo torna-se adaptável a diversos tipos de situações e cenários, pois esta tecnologia está integrada nos vários sistemas já desenvolvidos. Neste caso, o módulo utilizado apenas tem alcance para 10 metros, mas pode-se alterar e utilizar um módulo Bluetooth com alcance de 100 metros.

Perante os resultados dos testes destas funcionalidades implementadas com sucesso, é possível concluir que a placa de aquisição de bio sinais tem condições para se tornar num módulo independente do resto do projeto desenvolvido. As particularidades de o sistema incluir a tecnologia Bluetooth, de ter sido criada uma PCB de pequenas dimensões e de esta poder ser alimentada por bateria tornam-na bastante versátil. Futuramente, pode vir a ser integrada em projetos que recorram a PDA's e Smartphones para controlo dos sinais vitais, o que gera sentimentos de grande conforto e segurança no utilizador, uma vez que este passa a não ter qualquer tipo de restrição física.

6.1 Trabalhos futuros

Em relação ao módulo de aquisição de sinais, pode vir a integrar novos tipos de sensores para medição de outros bio sinais, como a pressão arterial e a frequência respiratória, pois a arquitetura desenvolvida e implementada contém portas do microcontrolador libertas e conectáveis aptas para futuras utilizações. Ainda podem ser integrados outros módulos de comunicação, para incluir tecnologias distintas, como Zigbee, 3G e GPS, tornando-se a placa num dispositivo mais autónomo, com potencialidades de utilização prática nos acidentes de grande escala e noutros cenários semelhantes.

Em relação ao módulo de monitorização pessoal, o sistema operativo Linux fornecido na página Web não suporta funções essenciais e protocolos usados na tecnologia Bluetooth. Portanto, há que reprogramar o kernel do dispositivo do modo a incluir as bibliotecas para o funcionamento normal do Bluetooth.

A inclusão de um LCD ou Touch-screen neste dispositivo pode ser útil para implementação de uma interface gráfica destinada à visualização do estado do paciente no local.

Este módulo também pode ser desenvolvido para a sua integração numa rede de sensores ligados a vários utilizadores. Assim, pode ser implementado em hospitais ou lares de idosos, num contexto de cooperação com os médicos e técnicos de saúde, proporcionando uma melhor qualidade no serviço prestado aos pacientes.

Em suma, crê-se que este projeto, inserido na área de investigação e inovação, presta um apreciável contributo para o desenvolvimento de uma nova abordagem técnica na resolução de problemas relacionados com a saúde.

Anexo A

Anexos

Como já referido várias vezes, este sistema está relacionado com a saúde. Infarmed, autoridade nacional do medicamento e produtos de saúde, impõe certos requisitos e normas a cumprir. De seguida serão apresentadas as mais relevantes para o desenvolvimento e implementação do sistema e dos dispositivos relacionados ([34])

Normas e requisitos da autoridade nacional do medicamento e produtos de saúde

GRUPO I - REQUISITOS GERAIS

1 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados para que a sua utilização não comprometa o estado clínico nem a segurança dos doentes, nem, ainda, a segurança e a saúde dos utilizadores ou, eventualmente, de terceiros, quando sejam utilizados nas condições e para os fins previstos, considerando -se que os eventuais riscos associados à utilização a que se destinam constituem riscos aceitáveis quando comparados com o benefício proporcionado aos doentes e são compatíveis com um elevado grau de proteção da saúde e da segurança.

1.2 — Para efeitos do número anterior, devem ser observados os seguintes princípios:

1.2.1 — A redução, na medida do possível, dos riscos derivados de erros de utilização devido às características ergonómicas do dispositivo ou ao ambiente que está previsto para a utilização do produto (conceção tendo em conta a segurança do doente);

1.2.2 — A consideração dos conhecimentos técnicos, da experiência, da educação e da formação e, se for caso disso, das condições clínicas e físicas dos utilizadores previstos (conceção para utilizadores não profissionais, profissionais, portadores de deficiência ou outros utilizadores).

2 — As soluções adotadas pelo fabricante na conceção e construção dos dispositivos devem observar os princípios da segurança, atendendo ao avanço da técnica geralmente reconhecido, e a sua seleção deve respeitar os seguintes princípios, por ordem crescente de importância:

2.1 — Eliminar ou reduzir os riscos ao mínimo possível (conceção e construção intrinsecamente seguras);

2.2 — Quando apropriado, adotar as medidas de proteção adequadas, incluindo, se necessário, sistemas de alarme para os riscos que não podem ser eliminados;

2.3 — Informar os utilizadores dos riscos residuais devidos a insuficiências nas medidas de proteção adotadas.

3 — Os dispositivos devem atingir os níveis de adequação que lhes tiverem sido atribuídos pelo fabricante e ser concebidos, fabricados e acondicionados por forma a poderem desempenhar uma ou mais das funções previstas na alínea u) do artigo 3.º do decreto -lei de que o presente anexo é parte integrante, de acordo com as especificações do fabricante.

4 — As características e os níveis de funcionamento referidos nos nº 1 a 3 do presente anexo não devem ser alterados sempre que as alterações possam comprometer o estado clínico e a segurança dos doentes e, eventualmente, de terceiros, durante a vida útil dos dispositivos prevista pelo fabricante, quando submetidos ao desgaste decorrente das condições normais de utilização.

6 — Os eventuais efeitos secundários indesejáveis devem constituir riscos aceitáveis atendendo aos níveis de adequação previstos:

6.1 — A demonstração da conformidade com os requisitos essenciais deve incluir uma avaliação clínica nos termos do anexo XVI.

GRUPO II – REQUISITOS RELATIVOS À CONCEPÇÃO E ao FABRICO

PARTE I – Propriedades químicas, físicas e biológicas

7 — No que respeita às propriedades químicas, físicas e biológicas, a conceção e o fabrico devem observar os requisitos a seguir mencionados:

7.1 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a assegurar as características e os níveis de adequação referidos no grupo I, «Requisitos gerais», observando, em especial, o seguinte:

7.1.1 — A seleção dos materiais utilizados, nomeadamente no que respeita à toxicidade e, se for o caso, à inflamabilidade;

7.1.2 — A compatibilidade recíproca entre os materiais utilizados e os tecidos, as células biológicas e os líquidos corporais, atendendo à finalidade do dispositivo;

7.1.3 — Sempre que aplicável, os resultados das investigações biofísicas ou de modelos cuja validade tenha sido previamente demonstrada.

7.2 — Os dispositivos devem ser concebidos, fabricados e acondicionados por forma a minimizar os riscos relativos a contaminantes e resíduos no que respeita ao pessoal envolvido no transporte, armazenamento e utilização, bem como no que se refere aos doentes, tendo em conta a finalidade do produto, devendo ser prestada especial atenção aos tecidos expostos, bem como à duração e frequência da exposição.

7.3 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a poderem ser utilizados em segurança com os materiais, substâncias ou gases com que entrem em contacto no decurso da sua utilização normal ou de processos de rotina e, [...].

"7.7 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a reduzirem a um mínimo os riscos colocados pela libertação de substâncias do dispositivo, devendo ser concedida especial atenção a substâncias cancerígenas, mutagénicas ou tóxicas para a reprodução, em conformidade com o anexo I da Diretiva 67/548/CEE, do Conselho, de 27 de Junho, relativa à aproximação das disposições legislativas, regulamentares e administrativas respeitantes à classificação, embalagem e rotulagem das substâncias perigosas. (Decreto -Lei n.º 280 -A/87, de 17 de Julho, que estabelece medidas relativas à notificação de substâncias químicas e à classificação, embalagem e rotulagem de substâncias perigosas; Decreto -Lei n.º 82/95, de 22 de Abril, que transpõe para a ordem jurídica interna várias diretivas que alteram a Diretiva n.º 67/548/CEE, do Conselho, de 27 de Junho, relativa à aproximação das disposições legislativas, regulamentares e administrativas respeitantes à classificação, embalagem e rotulagem de substâncias perigosas; Portaria n.º 732 -A/96, de 11 de Novembro, que aprova o Regulamento para a Notificação de Substâncias Químicas e para a Classificação, Embalagem e Rotulagem de Substâncias Perigosas.)"

"7.8 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a reduzir ao mínimo os riscos derivados da introdução não intencional de substâncias no dispositivo, tendo em conta o próprio dispositivo e a natureza do meio em que se destina a ser utilizado."

PARTE II - Infecção e contaminação microbiana

8 — No que respeita à infecção e contaminação microbiana, a conceção e o fabrico devem observar os seguintes requisitos:

"8.1 — Os dispositivos e os respetivos processos de fabrico devem ser concebidos por forma a eliminar ou reduzir, tanto quanto possível, o risco de infecção para o doente, utilizador ou para terceiros, permitir a sua fácil manipulação e, se for caso disso, minimizar a contaminação do dispositivo pelo doente, e vice -versa, no decurso da utilização."

"8.3 — Os dispositivos que são fornecidos estéreis devem ser concebidos, fabricados e acondicionados numa embalagem descartável e, ou, em conformidade com procedimentos adequados, por forma a estarem estéreis aquando da sua colocação no mercado e a manterem este estado nas condições previstas de armazenamento e transporte até que seja violada ou aberta a proteção que assegura a esterilidade."

"8.4 — Os dispositivos fornecidos estéreis devem ter sido fabricados e esterilizados segundo o método apropriado e validado."

"8.5 — Os dispositivos destinados a serem esterilizados devem ser fabricados em condições, nomeadamente de carácter ambiental, adequadas e controladas."

"8.6 — Os sistemas de embalagem para dispositivos não estéreis devem conservar o produto sem deterioração do grau de limpeza previsto e, caso se destinem a ser esterilizados antes da utilização, devem minimizar o risco de contaminação microbiana, bem como adequar -se ao método de esterilização indicado pelo fabricante."

"8.7 — A embalagem e rotulagem do dispositivo devem permitir distinguir produtos idênticos e análogos vendidos sob a forma esterilizada e não esterilizada."

PARTE III - Propriedades relativas ao fabrico e condições ambientais

9 — As propriedades relativas ao fabrico e condições ambientais devem respeitar as seguintes exigências:

"9.1 — Caso um dispositivo se destine a ser utilizado em conjunto com outros dispositivos ou equipamentos, esse conjunto, incluindo o sistema de ligação, deve ser seguro e não prejudicar os níveis de funcionamento previstos, devendo qualquer restrição à utilização ser especificada na rotulagem ou nas instruções.r utilizado em"

9.2 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a suprimir ou minimizar tanto quanto possível:

"9.2.1 — Os riscos de lesão devidos às suas características físicas, incluindo a relação pressão-volume, e às suas características dimensionais e, eventualmente, ergonómicas;"

"9.2.2 — Os riscos decorrentes de condições ambientais razoavelmente previsíveis, nomeadamente campos magnéticos, influências elétricas externas, descargas eletrostáticas, pressão, temperatura ou variações de pressão e de aceleração;"

"9.2.3 — Os riscos de interferência recíproca com outros dispositivos normalmente utilizados nas investigações ou para um determinado tratamento;"

"9.2.4 — Os riscos resultantes do envelhecimento dos materiais utilizados ou da perda de precisão de qualquer mecanismo de medição ou de controlo, quando não seja possível a manutenção ou calibração (como no caso dos dispositivos implantáveis)."

"9.3 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a minimizar os riscos de incêndio ou explosão em condições normais de utilização ou em situação de primeira avaria, devendo prestar -se especial atenção aos dispositivos cuja utilização implique a exposição a substâncias inflamáveis ou a substâncias suscetíveis de favorecer a combustão."

PARTE IV - Dispositivos com funções de medição

"10 — A conceção e o fabrico dos dispositivos com funções de medição devem respeitar os seguintes requisitos:"

"10.1 — Os dispositivos com funções de medição devem ser concebidos e fabricados por forma a assegurarem uma suficiente constância e exatidão das medições dentro de limites adequados, atendendo à finalidade dos dispositivos, e indicados pelo fabricante."

"10.2 — A escala de medição, de controlo e de leitura deve ser concebida de acordo com princípios ergonómicos e atendendo à finalidade dos dispositivos."

"10.3 — As medições feitas por dispositivos com funções de medição devem ser expressas em unidades legais, em conformidade com o disposto na legislação aplicável."

PARTE V - Proteção contra radiações

11 — No que diz respeito à proteção contra radiações, deve observar -se o seguinte:

"11.1 — Os dispositivos são concebidos e fabricados por forma a reduzir ao nível mínimo compatível com o objetivo pretendido a exposição dos doentes, dos utilizadores e de terceiros à

emissão de radiações, sem no entanto restringir a aplicação das doses prescritas como apropriadas para efeitos terapêuticos ou de diagnóstico."

"11.2 — No caso dos dispositivos concebidos para emitir níveis de radiações com um objetivo médico específico, cujo benefício se considere ser superior aos riscos inerentes à emissão, deve ser possível ao utilizador controlar as radiações, devendo tais dispositivos ser concebidos e fabricados por forma a garantir a reprodutibilidade dos parâmetros variáveis e as respectivas tolerâncias."

"11.3 — Os dispositivos que se destinam a emitir radiações visíveis ou invisíveis potencialmente perigosas devem ser equipados, sempre que possível, com indicadores visuais ou sonoros de tais emissões."

"11.4 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a reduzir o mais possível a exposição de doentes, utilizadores e terceiros à emissão de radiações não intencionais, parasitas ou difusas."

"11.5 — As instruções de utilização dos dispositivos que emitem radiações devem conter informações pormenorizadas sobre a natureza das radiações emitidas, os meios de proteção do paciente e do utilizador, a maneira de evitar manipulações erróneas e eliminar os riscos inerentes à instalação."

PARTE VI - Dispositivos médicos ligados a uma fonte de energia ou que dela disponham como equipamento

12 — Os requisitos relativos aos dispositivos médicos ligados a uma fonte de energia ou que dela disponham como equipamento são os seguintes:

"12.1 — Os dispositivos que integrem sistemas eletrónicos programáveis devem ser concebidos de modo a garantir a recetibilidade, a fiabilidade e o nível de funcionamento desses sistemas, de acordo com a respetiva finalidade, devendo, em caso de avaria, ser adotadas medidas adequadas para eliminar, ou reduzir tanto quanto possível, os riscos que dela possam advir, sendo que no respeitante a dispositivos que incorporem um software ou que sejam eles próprios um software com finalidade médica, este deve ser validado de acordo com o estado da técnica, tendo em consideração os princípios do ciclo de vida, do desenvolvimento, da gestão dos riscos, da validação e da verificação."

"12.2 — Os dispositivos que integram uma fonte de energia interna de que dependa a segurança do doente devem dispor de meios que permitam determinar o estado dessa fonte."

"12.3 — Os dispositivos ligados a uma fonte de energia externa de que dependa a segurança do doente devem dispor de um sistema de alarme que indique qualquer eventual falta de energia."

"12.4 — Os dispositivos destinados à fiscalização de um ou mais parâmetros clínicos de um doente devem dispor de sistemas de alarme adequados que permitam alertar o utilizador para situações suscetíveis de provocar a morte ou uma deterioração grave do estado da saúde do doente"

"12.5 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a minimizar os riscos decorrentes da criação de campos eletromagnéticos suscetíveis de afetar o funcionamento de outros dispositivos ou equipamentos instalados no meio ambiente."

A - Proteção contra riscos elétricos

"12.6 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a evitar, tanto quanto possível, os riscos de choques elétricos não intencionais em condições normais de utilização e em situações de primeira avaria, desde que os dispositivos estejam corretamente instalados."

B - Proteção contra riscos mecânicos e térmicos

12.7 — Na proteção contra os riscos mecânicos e térmicos, a conceção e o fabrico dos dispositivos devem preencher os seguintes requisitos:

12.7.1 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a proteger o doente e o utilizador contra riscos mecânicos relacionados, por exemplo, com a resistência, a estabilidade e as peças móveis.

12.7.2 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a minimizar, na medida do possível, os riscos decorrentes das vibrações por eles produzidas, atendendo ao progresso técnico e à disponibilidade de redução das vibrações, especialmente na fonte, exceto no caso de as vibrações fazerem parte do funcionamento previsto.

12.7.3 — Os dispositivos devem ser concebidos e fabricados por forma a minimizar, na medida do possível, os riscos decorrentes do ruído produzido, atendendo ao progresso técnico e à disponibilidade de meios de redução do ruído produzido, designadamente na fonte, exceto no caso de as emissões sonoras fazerem parte do funcionamento previsto.

12.7.4 — Os terminais e dispositivos de ligação às fontes de energia eléctrica, hidráulica, pneumática ou gasosa que devam ser manipulados pelo utilizador devem ser concebidos e construídos por forma a minimizar os riscos eventuais.

12.7.5 — Em condições normais de utilização, as partes acessíveis dos dispositivos, excluindo as partes ou zonas destinadas a fornecer calor ou atingir determinadas temperaturas e o meio circundante, não devem atingir temperaturas suscetíveis de constituir perigo nas condições normais de utilização.

C - Proteção contra os riscos inerentes ao fornecimento de energia ou administração de substâncias aos doentes

12.8 — Na proteção contra os riscos inerentes ao fornecimento

12.8.1 — A conceção e a construção dos dispositivos destinados a fornecer energia ou administrar substâncias aos doentes devem permitir que o débito seja regulado e mantido com precisão suficiente para garantir a segurança do doente e do utilizador.

12.8.2 — Os dispositivos devem ser dotados de meios que permitam impedir e, ou, assinalar qualquer deficiência no débito que seja suscetível de constituir um perigo, devendo os dispositivos incorporar sistemas adequados que permitam, tanto quanto possível, evitar que os débitos de energia e, ou, substâncias fornecidos pela respetiva fonte de alimentação atinjam, acidentalmente, níveis perigosos.

12.8.3 — A função dos comandos e indicadores deve encontrar -se claramente indicada nos dispositivos e, sempre que um dispositivo contenha instruções de funcionamento ou indique parâmetros de funcionamento ou de regulação através de um sistema visual, essas informações devem ser claras para o utilizador e, se for caso disso, para o doente.

Referências

- [1] Inovamais, Serviços de Consultoria em Inovação Tecnológica, S.A. NetCare Web-Site. <http://www.inovacao.net/NetCare>. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [2] S C DeLaune e P K Ladner. *Fundamentals of nursing: standards & practice*. Número vol. 1 em Nursing Education Series. Delmar Thomson Learning, 2002.
- [3] Marco Di Rienzo, Francesco Rizzo, Gianfranco Parati, Gabriella Brambilla, Maurizio Ferratini, Paolo Castiglioni, Paolo Meriggi, Paolo Mazzoleni, e Bruno Bordoni. MagIC system. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 28(6):35–40, 2009.
- [4] P S Pandian, K Mohanavelu, K P Safeer, T M Kotresh, D T Shakunthala, Parvati Gopal, e V C Padaki. Smart Vest: wearable multi-parameter remote physiological monitoring system. *Medical engineering & physics*, 30(4):466–77, Maio 2008.
- [5] C W Mundt, K N Montgomery, U E Udoh, V N Barker, G C Thonier, A M Tellier, R D Ricks, R B Darling, Y D Cagle, N A Cabrol, S J Ruoss, J L Swain, J W Hines, e G T A Kovacs. A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications , 2005.
- [6] U Anliker, J A Ward, P Lukowicz, G Troster, F Dolveck, M Baer, F Keita, E B Schenker, F Catarsi, L Coluccini, A Belardinelli, D Shklarski, M Alon, E Hirt, R Schmid, e M Vuskovic. AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system , 2004.
- [7] R Paradiso, G Loriga, e N Taccini. A wearable health care system based on knitted integrated sensors , 2005.
- [8] Victor Shnayder, Bor-rong Chen, Konrad Lorincz, Thaddeus R F Fulford Jones, e Matt Welsh. Sensor networks for medical care, 2005.
- [9] Wan-Young Chung, Seung-Chul Lee, e Sing-Hui Toh. WSN based mobile u-healthcare system with ECG, blood pressure measurement function , 2008.
- [10] A Pantelopoulos e N G Bourbakis. A Survey on Wearable Sensor-Based Systems for Health Monitoring and Prognosis , 2010.
- [11] World Health Organization. Noncommunicable diseases country profiles 2011. Relatório té, 2011.
- [12] Tansheng Li. A wireless sensor network of human physiological signals, 2010.
- [13] T Yoo. A Wrist-Worn Integrated Health Monitoring Instrument with a Tele-Reporting Device for Telemedicine and Telecare , 2006.

- [14] G Lopez, V Custodio, e J I Moreno. LOBIN: E-Textile and Wireless-Sensor-Network-Based Platform for Healthcare Monitoring in Future Hospital Environments , 2010.
- [15] C Rotariu, P Bigioi, e D Chambers. Lightweight PnP ECG sensor for monitoring of biomedical signals , 2005.
- [16] O Ozkaraca, A H Isik, e I Guler. Detection, real time processing and monitoring of ECG signal with a wearable system , 2011.
- [17] R Gero Von Wagner, S Schubert, L F Ngambia, C Morgenstern, e A Bolz. Concept for an event-triggered electrocardiographic telemetry-system using GSM for supervision of cardiac patients, 2000.
- [18] Joaquim Oliveira. Concepção e Desenvolvimento de Biosensores para Telemedicina. página 93, 2011.
- [19] Texas Instruments. Tps6040x - unregulated 60-ma charge pump voltage inverters (rev. a), Novembro 2004.
- [20] Texas Instruments. 128 taps single channel digital potentiometer with i2c interface, Setembro 2011.
- [21] Melexis. Ir sensor thermometer mlx90614 datasheet, Setembro 2010.
- [22] Roving Network. Rn-42/rn-42-n data sheet, Junho 2011.
- [23] Texas Instruments. 3.9ua, sc70-3, 30ppm/c drift voltage reference (rev. a), Setembro 2007.
- [24] Texas Instruments. High precision operational amplifiers (rev. a), Maio 2011.
- [25] Microchip. Mcp73831/2 datasheet, Janeiro 2011.
- [26] Texas Instruments. Precision, low power instrumentation amplifiers (rev. b), Fevereiro 2005.
- [27] Hugo Pontes De Castro. Plataforma para Sistemas de Monitorização Pessoais. 2011.
- [28] ACME Systems. Fox Board G20 Web-Site. <http://www.acmesystems.it/?id=FOXG20>. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [29] Compulab. CM-T3517 Web-Site. www.compulab.co.il/t3517/html/t3517-cm-datasheet.htm. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [30] Gumstix. Overo Sand Com Web-Site. https://www.gumstix.com/store/product_info.php?products_id=226. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [31] Gumstix. Overo Air Com Web-Site. https://www.gumstix.com/store/product_info.php?products_id=261. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [32] Compulab. EM-X270 Web-Site. www.compulab.co.il/x270em/html/x270-em-datasheet.htm. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [33] Mini-Box. PICO-sam9g45. <http://www.mini-box.com/pico-SAM9G45-X>. Acedido em 29 Fevereiro 2012.
- [34] Infarmed. Normas e requisitos da autoridade nacional do medicamento e produtos de saúde. http://www.infarmed.pt/portal/page/portal/INFARMED/DISPOSITIVOS_MEDICOS. Acedido em 29 Fevereiro 2012.