



UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR
Engenharia

Monitorização de sinais fisiológicos: Projeto de um eletrocardiógrafo wireless

Frederico João Chambel Martins

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
**Engenharia Eletrotécnica e de Computadores: Ramo Sistemas
Biónicos**
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Bruno Jorge Ferreira Ribeiro

Covilhã, Outubro de 2012

Dedicatória

Dedico este trabalho a todas as pessoas que, de forma mais direta ou indireta, me tornaram a pessoa que sou hoje.

Agradecimentos

Este trabalho é o resultado de vários meses de trabalho, que nem sempre correu de feição. Na impossibilidade de destacar individualmente cada pessoa que, de forma direta ou indireta, deu o seu contributo e apoio para a realização e conclusão deste trabalho. Quero começar por agradecer, uma forma geral, a todos os que conviveram comigo durante a realização do mesmo.

No entanto, não posso deixar de agradecer ao meu orientador, Sr. Prof. Dr. Bruno Ribeiro, por ter aceitado a tarefa de me orientar. Sem toda a sua ajuda e disponibilidade durante a realização deste trabalho, especialmente nos momentos em que o trabalho se dificultava, não teria sido possível concluir este trabalho.

Quero ainda agradecer aos meus pais e familiares. Por todo o carinho, o apoio incondicional e educação. Que me deram força para nunca desistir, não só neste trabalho, como em toda a minha vida. É principalmente graças a eles que hoje é possível ser licenciado em Ciências Biomédicas e estar a tentar obter o grau de mestre em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores.

Tenho também de agradecer, de uma forma geral, a todos os meus amigos, pelas relações que tenho com cada um e por todo o seu contributo na minha vida. Especialmente, na vida académica, onde a família nem sempre pode estar presente, e muitos têm sido como uma segunda família para mim.

Resumo

Nos últimos anos tem-se visto a aplicação crescente das tecnologias da comunicação na área da saúde. Tendo em conta esta tendência surgiu a ideia de aplicar estas mesmas tecnologias para desenvolver uma Rede de Sensores *Wireless* baseada num eletrocardiógrafo aliado a um protocolo *wireless*. A aplicabilidade desta rede passar por diversas aplicações como a monitorização de pacientes a partir de suas casas ou para desportistas recolherem dados das suas atividades desportivas com a finalidade de melhorar as suas performances.

O sinal ECG, o sinal originado pelo coração, é captado à superfície da pele. O circuito proposto constituído por cinco módulos com as suas funções específicas, sendo eles: um módulo de pré-amplificação diferencial, um módulo do circuito de referência da perna direita, um módulo de filtro passa-alto e um módulo conjunto de um filtro passa-baixo e um amplificador de ganho elevado. De seguida o sinal analógico é convertido para digital, através do ADC12 presente no microprocessador da Texas Instruments CC430F6137, e enviado através de uma antena de rádio-frequência fazendo uso do protocolo *wireless* da Texas Instruments, o SimpliciTI, desta forma espera-se adquirir e visualizar o sinal de ECG. Neste trabalho o sinal de ECG poderá então ser visualizado no monitor do computador recorrendo ao Access Point C1111 para receber os dados e utilizando o programa Processing para os demonstrar. O sistema proposto seria ainda constituído por outro módulo que baseado no eZ430-Chronos, mas não chegou a ser desenvolvido.

Como resultados finais, conseguiu-se efetuar corretamente a aquisição digital de dados e a transmissão destes. No entanto o circuito de tratamento do sinal, não foi capaz de adquirir o sinal analógico de forma correta.

Palavras-chave

Wireless, WSN, SimpliciTI, ECG, aquisição de dados, CC430F6137.

Abstract

In the last years, we have seen an increase in the application of telecommunications technologies in the healthcare area. Following this trend, came up the idea of applying these same technologies to develop a *wireless* sensor network based on an electrocardiograph allied with a wireless protocol. This network could then be used to monitoring patients at their home or to sportsmen could collect data of their physical activities to enhance their performances.

The ECG signal is originated by the heart and captured at the skin's surface. The proposed system is formed by five modules each one with specific functions, they are: a differential amplification module, a driven right leg circuit module, a high-pass filter and a low-pass filter combined with a high gain amplifier module. The analog signal is digitalized through the ADC12, located in the Texas Instruments microprocessor CC430F6137, and is sent through an RF antenna using the wireless Texas Instruments protocol, the SimpliciTI, with that we hope to acquire and visualize the ECG signal. In this paper, the ECG signal will be visualized in a computer's monitor using the C1111 Access Point to receive the data and using the Processing software to show them. The proposed system was constituted by a third module based in the eZ430-Chronos but was not developed in this paper.

The final results we were able to make the data's digital acquisition and transmission. However the circuit responsible for the signal treatment was not able to acquire the analog signal correctly.

Keywords

Wireless, WSN, SimpliciTI, ECG, data acquisition, CC430F6137

Índice

| | |
|---|----|
| 1. Introdução..... | 1 |
| 1.1 Enquadramento e motivação | 1 |
| 1.2 Quadro de objetivos..... | 2 |
| 2. Conceitos e temas associados à monitorização remota de sinais biológicos | 2 |
| 3. Arquitetura do sistema | 15 |
| 4. Eletrocardiógrafo - Fundamentos | 19 |
| 4.1. Atividade fisiológica | 20 |
| 4.1.1 Anatomia do coração | 20 |
| 4.1.2 Biopotenciais gerados pelo coração | 22 |
| 4.2 Monitorização da atividade elétrica do coração..... | 23 |
| 4.2.1 Elementos de um Eletrocardiógrafo | 26 |
| 4.2.1.1 Fonte do sinal - Os Eléctodos..... | 26 |
| 4.2.1.2 Condicionamento do sinal analógico | 27 |
| 4.2.1.3 Conversão do sinal analógico em sinal digital | 33 |
| 5. Esquema elétrico - solução proposta | 34 |
| 6. Interface digital - Software | 44 |
| 6.1 Comunicação do protocolo SimpliCI | 45 |
| 6.2 Configuração da conversão analógica-digital..... | 47 |
| 6.3 Configuração da receção de dados através do Access Point | 52 |
| 7. Trabalho experimental | 54 |
| 7.1 Verificação da operacionalidade do sistema..... | 54 |
| 7.2 Resultados experimentais | 54 |
| 8. Discussão e conclusões | 56 |
| 9. Trabalhos futuros..... | 57 |
| Bibliografia..... | 59 |

Lista de figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Arquitetura da unidade de monitores proposta..... | 6 |
| Figura 2 - Esquematização da rede em forma de estrela proposta..... | 7 |
| Figura 3 - Arquitetura do sistema de ECG..... | 8 |
| Figura 4 - Arquitetura global do sistema de monitorização para u-healthcare | 9 |
| Figura 5 - Arquitetura do sistema de rede de sensores wireless para e-Healthcare.... | 10 |
| Figura 6 - Diagrama de blocos da arquitetura do sistema proposto..... | 11 |
| Figura 7 - Esquema geral do sistema proposto (adaptado de [33])..... | 13 |
| Figura 8 - Apresentação do eZ430Chronos e representação do seu LCD..... | 16 |
| Figura 9 - eZ430Chronos RF Access Point..... | 17 |
| Figura 10 - Representação da arquitetura do protocolo SimpliciTI..... | 18 |
| Figura 11 - Arquitetura do sistema..... | 19 |
| Figura 12 - Anatomia interna do Coração..... | 20 |
| Figura 13 - Ciclo cardíaco | 21 |
| Figura 14 - Diagrama do fluxo de sangue através do coração | 22 |
| Figura 15 - Derivações de um ECG..... | 24 |
| Figura 16 - Sinal de ECG e respetivas ondas..... | 25 |
| Figura 17- Circuito elétrico equivalente de um elétrodo de biopotencial..... | 27 |
| Figura 18 - Esquematização do circuito de um ECG de três elétrodos..... | 28 |
| Figura 19 - Esquema de um amplificador diferencial..... | 30 |
| Figura 20 - Exemplo esquemático do módulo do circuito de referência da perna direita..... | 31 |
| Figura 21 - Características de transmissão ideias de um filtro passa-alto..... | 32 |
| Figura 22 - Circuito de um filtro passa-alto de primeira ordem..... | 32 |
| Figura 23 - Caraterísticas ideias de transmissão de um filtro passa-baixo | 33 |
| Figura 24 - Circuito equivalente do módulo amplificador de ganho elevado e filtro passa-baixo | 33 |
| Figura 25 - Processo de conversão digital de um sinal..... | 34 |
| Figura 26 - Esquematização do circuito do ECG proposto na <i>datasheet</i> do amplificador INA333..... | 35 |
| Figura 27 - Detalhe do amplificador de instrumentação INA333 | 36 |
| Figura 28 - Simulação 1 | 37 |
| Figura 29 - Simulação 2 | 37 |
| Figura 30 - Circuito do módulo de referência da perna direita..... | 38 |
| Figura 31 - Simulação 3 | 39 |
| Figura 32 - Módulo do filtro passa-alto..... | 39 |
| Figura 33 - Simulação 4 | 40 |
| Figura 34 - Módulo do amplificador de ganho elevado e filtro passa-baixo..... | 41 |
| Figura 35 - Simulação 5 | 42 |
| Figura 36 - Diagrama de bode do sistema | 43 |
| Figura 37 - Placa EM430F6137RF900..... | 44 |
| Figura 38 - Estrutura do firmware do eZ-Chronos | 45 |

| | |
|--|----|
| Figura 39 - Pacote de envio de dados no protocolo SimpliTI..... | 46 |
| Figura 40 - Ordem de eventos no envio de dados..... | 46 |
| Figura 41 - Processo de comunicação | 47 |
| Figura 42 - Módulo Signal Aquisition | 48 |
| Figura 43 - Buffer circular..... | 49 |
| Figura 44 - Esquematização do processo de conversão de dados analógicos e processamento dos mesmos depois de digitalizados..... | 50 |
| Figura 45 - Funcionamento do Timer A0 | 51 |
| Figura 46 - Funcionamento do processing 1..... | 53 |
| Figura 47 - Funcionamento do processing 2..... | 53 |
| Figura 48 - Resultados 1 | 55 |
| Figura 49 - Resultados 2 | 56 |

Lista de acrónimos

| | |
|----------|--|
| ECG | Eletrocardiograma |
| EMG | Eletromiograma |
| RF | Rádio frequência |
| GSM | Global Speciale Mobile |
| WLAN | Wireless local-area network |
| PDA | Personal digital assistant |
| WSN | Wireless sensor network |
| IP | Internet protocol |
| RSSI | Received Signal Strength indication |
| PHM | Personal Health Monitor |
| Java VM | Java Virtual Machine |
| Java RMI | Java Remote Method Invocation |
| ADC | Analog to digital converter |
| SPI | Serial peripheral interface |
| UMTS | Universal Mobile Telecommunications System |
| SMS | Short message service |
| API | Application programming interface |
| CMRR | Common Mode Rejection Rate |
| PCB | Printed circuit board |
| LPM | Low power mode |

1. Introdução

1.1 Enquadramento e motivação

Neste último século tem-se vindo a observar um desenvolvimento exponencial a nível tecnológico que nunca na história humana se havia presenciado. Em todos estes anos que passaram, muitas foram as tecnologias desenvolvidas para benefício humano com o principal objetivo de que o homem pudesse destacar-se ainda mais de todas as espécies do nosso planeta. A juntar a este facto há ainda o sonho de todo o ser humano de almejar a vida eterna. Aglutinando todos estes sonhos e ambições, a atenção humana tem vindo a crescer numa das áreas de investigação que parece promissora para os atingir; o desenvolvimento de dispositivos que permitem monitorizar todo o corpo humano possibilitando, deste modo, saber mais informações sobre o seu estado de saúde, não só para prolongar o seu tempo de vida, mas também para tornar o seu corpo próximo da perfeição. Deste modo, surgiram os sensores biológicos, os quais têm vindo a ser alvo de grande desenvolvimento e investimento por parte dos investigadores, especialmente nestes últimos anos, tendo sido estes implementados em diversas aplicações na área da saúde e que hoje em dia já se tornaram imprescindíveis para um bom tratamento médico. Todos nós, ao deslocarmo-nos a um hospital, nem que seja para fazer uma consulta de rotina, fazemos uso de variados aparelhos que, hoje em dia, já se tornaram comuns ao quotidiano hospitalar e sem os quais grande parte dos exames e avaliações médicas não seriam possíveis de realizar, como são os casos dos eletrocardiógrafo, dos termómetros, dos medidores de tensão, dos medidores de glicose, entre muitos outros que se encontram espalhados pelos diferentes serviços hospitalares. Para além da aplicação de sensores biológicos na área da saúde hospitalar, temos vindo a presenciar, mais recentemente, a aplicação destes na área da saúde desportiva em que se efetua a monitorização de sinais vitais nos desportistas, não só para melhoramento de performance atlética, mas também em situações de reabilitação de lesões, onde sinais biológicos, como o ritmo cardíaco, são medidos durante a prática desportiva, podendo os resultados ser obtidos em tempo real ou serem guardados em memórias para serem acedidos posteriormente.

Durante toda esta evolução de dispositivos, foi aparecendo e sendo desenvolvida outra tecnologia que excluía a utilização de fios para transmissão de dados entre dispositivos, a tecnologia sem fios ou, em inglês, *wireless*. Com o passar do tempo, os investigadores começaram a trabalhar com o objetivo de integrar ambos os tipos de tecnologias entre si, fazendo com que a transmissão de sinais biológicos, especialmente a grandes e médias distâncias, fosse facilitada e o tamanho dos dispositivos diminuído trazendo múltiplas vantagens tanto para os pacientes como para o pessoal médico, não só durante o período de tratamento, mas também durante o período de recuperação.

Posto isto surgiu a motivação de criar um dispositivo que aliasse estas duas tecnologias com o fim de obter um sinal biológico e transmiti-lo, via *wireless*, para um outro dispositivo onde pudesse ser visualizado.

1.2 Quadro de objetivos

Este trabalho tem como objetivo o apresentar um sistema *wireless*, capaz de registar um sinal de ECG em tempo real que, posteriormente, possa ser utilizado tanto para monitorização do biossinal dos pacientes, em regime de internamento ou em aplicações de telemedicina, como, para em meios desportivos, o desportista ser capaz de captar dados sobre a sua performance.

- Estudo da fisiologia do coração e das características dos biopotenciais elétricos gerados por este
- Estudar os elementos constituintes do circuito de amplificação de biopotenciais: bioamplificadores
- Apresentar um circuito de um bioamplificador para monitorização cardíaca de uma derivação
- Estudo das tecnologias *wireless* aplicáveis a redes corporais de sensores
- Desenvolvimento de uma rede capaz de transmitir dados utilizando a tecnologia *wireless*
 - Aplicação do protocolo *wireless*
 - Programação das componentes para esta efetuarem aquisição correta do sinal biológico

2. Conceitos e temas associados à monitorização remota de sinais biológicos

Nos primeiros passos da união entre as tecnologias *wireless* e sensores, que se deram especialmente na última década do século XX e nos inícios do século XXI (onde se verificou um maior acréscimo no investimento dos investigadores), as tecnologias *wireless* utilizadas na área da medicina ainda não eram utilizadas no sensor em si. Estas serviam apenas para efetuar a transmissão de dados a longas distâncias entre hospitais ou entre os vários serviços de um único hospital.

No seu trabalho, Ren et al. [1] fazem uma revisão sobre o tema e apresentam variadas áreas da saúde, onde se conclui ser benéfico recorrer à implementação de tecnologias *wireless*, como são exemplos:

- Monitorização de pacientes a partir de suas casas - permitindo que pacientes que apresentem doenças crónicas sejam monitorizados a partir de suas próprias casas, e obtendo, desta forma, a capacidade de viverem durante mais tempo com independência.
- Ala hospitalar inteligente - permitindo a obtenção de dados fisiológicos de pacientes internados em tempo real, em vez destes necessitarem de consultas de rotina, conseguindo-se, deste modo, uma aquisição de dados mais rápida e, por sua vez, uma intervenção mais rápida, devido a uma deteção mais rápida de alguma situação irregular na saúde do paciente. Em casos de pacientes que apresentem doenças contagiosas, diminui ainda a necessidade de constante proximidade de enfermeiros e médicos, permitindo, igualmente, a possibilidade de contágios.
- Monitorização de performance atlética - permitindo a obtenção de dados fisiológicos de atletas enquanto estes estão a praticar exercício para posteriormente poderem ser analisados. Possibilita-se, assim, que sejam estudadas novas formas de melhorar a sua performance desportiva.
- Tratamento médico de emergência - colocando-se um sistema de *wireless* numa ambulância é possível transmitir dados do paciente diretamente para o hospital, obtendo-se um diagnóstico pré-hospitalar e permitindo aos médicos obter informação sobre o paciente antes de este chegar ao hospital. Abre-se, pois, a possibilidade de os médicos tomarem decisões mais rápidas sobre o tratamento adequado.

Neste trabalho são ainda apresentados alguns exemplos de sensores biomédicos, sendo descritas as aplicações onde a tecnologia *wireless* irá ter um papel crucial, como são os casos:

- Comprimidos com transmissor *wireless* - estes podem ser engolidas pelo paciente e, ao longo do processo digestivo, vai-se obtendo diversos tipos de dados sobre esse mesmo paciente, como, por exemplo, obtenção de imagens das paredes dos canais, deteção de componentes biológicos como enzimas ou ácidos nucleicos, e obtenção de valores de pressão e temperatura, entre outros.
- Sensores com dispositivo *wireless* - tal como o seu nome indica, são sensores regularmente utilizados na área médica, como o eletrocardiógrafo ou o eletromiógrafo, que possuem um módulo de transmissão de dados sem recurso a fios entre o sensor e o computador, não necessitando o paciente de estar diretamente conectado e, obtendo-se assim, uma maior mobilidade.
- Sensores fisiológicos implantáveis - tal como o seu nome indica, são sensores que são implantados no corpo do paciente, como é o caso de um monitor de níveis de Glicose, em que o sensor seria apenas implantado uma vez, obtendo-se resultados mais precisos e de uma forma menos invasiva.

São ainda referidas várias características que, do ponto de vista médico, e para bom funcionamento dos dispositivos, a fim de não trazer problemas de saúde para os pacientes, são necessárias existir neste tipo de aparelhos, dessas características destacam-se:

- Fiabilidade - probabilidade de não ocorrer perda de informação aquando a transferência de dados, conseguindo esta chegar ao destino sem erros ou falhas de dados.
- Biocompatibilidade - como existem diversos materiais em contacto com o corpo do paciente, especialmente sensores internos, tem-se de ter em atenção reações que possam existir entre a interação do material usado e o corpo do paciente, evitando-se assim, problemas de reações de rejeição que podem colocar a vida do paciente em risco.
- Portabilidade - como um dos objetivos destes sistemas é fornecer maior capacidade de liberdade aos pacientes, pretende-se que o tamanho e peso destes sejam o mais reduzido possível.
- Robustez - tem o objetivo de evitar que haja fuga de informação. A encriptação dos dados fornece segurança e impede que estes sejam acedidos ou alterados indevidamente.
- Segurança de radiação RF - tem de obedecer aos limites de radiação eletromagnética para segurança dos pacientes.
- Eficiência energética - embora não sendo esta imperativa, quanto menor for o consumo energético menor será o número de vezes que será necessário substituir as baterias ao material.

A evolução tecnológica destes dispositivos deu-se em paralelo com a evolução das tecnologias *wireless*, pois estas necessitavam de ser aperfeiçoadas antes de se conseguir fazer uma implementação eficaz das mesmas. Inicialmente, as tecnologias mais utilizadas, que eram também as mais populares em diversos níveis de comunicação, eram o GSM (do inglês, *Group Speciale Mobile - Global System for Mobile Communications*), as comunicações via satélite e o WLAN (do inglês, *Wireless Local-Area Network*). Tal como cada um dos tipos de comunicação apresenta características diferentes, também as suas aplicações diferem.

No que diz respeito ao GSM, Rodryguez et al. [2] apresentam o recurso a esta tecnologia para transferir dados de ECG durante o tratamento de paragens cardíacas, Anantharaman et al. [3] recorrem igualmente ao GSM com o intuito de obter dados de ECG, mas utilizando-o em situações de suporte pré-hospitalar. Reponen et al. [4] fazem recurso ao GSM para transferir imagens de tomografia computadorizada para esta ser consultada através de um PDA. Por outro lado, Butera et al. [5] apresentam a utilização do GSM para monitorização de bio-sinais em situações de emergência, em casos de desastre.

Para as comunicações via satélite, Murakami et al. [6] apresentam o seu uso para transferência de dados ECG e pressão sanguínea, em situações de suporte em navios e aeronaves. Stewart et al. [7] apresentam a compressão e a transferência de dados obtidos através de ultrassom. Samiotakis et al. [8] sugerem a utilização deste tipo de comunicação para serviços básicos de telemedicina. Pitsillides et al. [9] utilizam a comunicação via satélite para obter e guardar gravações de monitorização de pacientes vítimas de cancro.

Por fim, para comunicações WLAN, Reponen et al. [10] utilizam esta tecnologia para consultar a base de dados e obter gravações de monitorizações prévias de pacientes. Groussal et al. [11] fazem uso da WLAN para apoio médico a áreas isoladas e de difícil acesso ou restrito. Finkelstein et al. [12] recorrem ao WLAN para monitorizar pacientes com asma a partir de suas casas. Lin et al. [13] utilizaram este tipo de comunicações para desenvolver um protótipo de um sistema que permitia a consulta de dados de ECG e serem alertados de condições inesperadas através de um PDA.

Posteriormente, e em particular na última década, os investigadores começaram a implementar sistemas de *wireless* não apenas na transmissão de dados entre serviços e hospitais, mas também começaram a implementá-los nos sensores propriamente ditos para que estes fossem capazes de transmitir os dados obtidos até um outro módulo recetor, onde seriam posteriormente armazenados. Desta forma, surge o conceito de *Wireless Sensor Networks* (WSN) que consiste num conjunto de sensores *wireless* autónomos, conectados entre si, através de uma rede, com o intuito de monitorizar grandezas físicas e ambientais que podem, por sua vez, ser acedidos a partir de um ou mais pontos de acesso. [14] Estas redes surgiram para trazer diversos benefícios tais como a diminuição de custos e recursos gastos pelo uso, instalação e manutenção de longos cabos, o que limitava tanto a quantidade de sensores como a qualidade dos dados adquiridos. Uma WSN (do inglês, *Wireless Sensor Network*) ideal apresenta várias características específicas como, por exemplo, estar bem conectada entre si, ter um consumo de energia bastante reduzido, possuir uma capacidade de aquisição muito rápida, possuir *software* programável, ser confiável e precisa ao longo de um período alargado de tempo, possuir baixos encargos, tanto de compra como de instalação, e não necessitar de manutenção constante.

Deste modo, ao debruçar-se o interesse dos investigadores pelas WSN, o número de trabalhos aumentou, bem como a sua especificidade. Podemos constatar tal facto, observando diversos trabalhos onde, por exemplo, Yu et al. [15] propõem e implementam um sistema de aquisição de dados de ECG que integra as tecnologias Wi-Fi e Bluetooth. Realce-se que desenvolveram um dispositivo de aquisição portátil que adquire o sinal vital do paciente e o transmite através de Bluetooth. Após isto, os dados são transmitidos para várias unidades de monitores tal como se pode visualizar na figura 1.

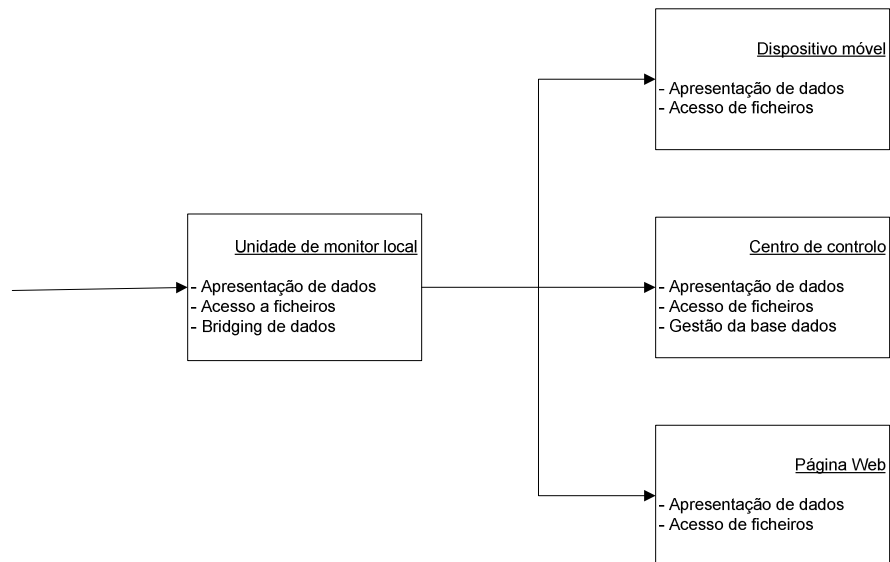


Figura 1 - Arquitetura da unidade de monitores proposta (adaptado de [15])

Neste trabalho, os investigadores chegaram   conclusão que o sistema apresentado melhora consideravelmente algumas das características do mesmo, tais como:

- Mobilidade - fornecendo uma maior capacidade de movimentação tanto para os pacientes como para o pessoal médico;
- Flexibilidade - fornecendo uma maior quantidade de unidades de monitoriza o que podem ser utilizadas em diferentes propósitos médicos;
- Usabilidade - fornecendo uma fácil intera o do utilizador.

No seu trabalho, Lopez-Casado et al. [16] apresentam uma rede que permite identificar os dispositivos de aquisi o de sinal como nós de rede de IP. O sistema utiliza uma topologia em estrela e possui dois servidores centrais: um servidor de monitoriza o, que   responsável pelo controlo dos dispositivos de aquisi o e gestão dos dados, e um servidor de representa o, que controla os dispositivos de representa o. Na figura 2 está representada a esquematiza o da rede proposta.

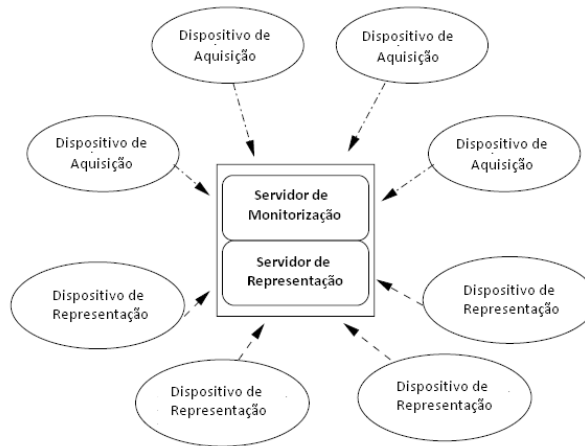


Figura 2 - Esquemática da rede em forma de estrela proposta. (adaptado de [16])

Deste modo, o médico é capaz de aceder aos dispositivos de aquisição e de representação consoante a sua vontade escolhendo a identificação do IP pretendido, acendendo à informação que deseja, em qualquer lugar.

Ko et al. [17] desenvolveram um módulo de monitorização fisiológica *wireless* constituído por um sensor fotopletoxiómetro e térmico, um circuito integrado de aplicação específica (do inglês, *application specific integrated circuit* - ASIC) e um transmissor de RF denominado TX5000. Com este dispositivo, os investigadores foram capazes de efetuar com sucesso transmissões obtidas por ambos os sensores até uma distância de 6 metros. Como propostas futuras os investigadores consideram ainda integrar novos tipos de sensores fisiológicos como, por exemplo, sensores de respiração, sensores de pressão sanguínea ou ECG.

Chien et al. [18] investigaram um método fiável de criar uma rede *wireless* para medição de sinais fisiológicos que recorre a um PDA e a tecnologia *Bluetooth*, de modo a reduzir custos e melhorar a eficiência do sistema médico. Segundo os investigadores, esta rede é capaz de fazer recolha de três sinais fisiológicos, sendo eles: o fonocardiograma, o eletrocardiograma e a temperatura corporal. Como referido anteriormente, a comunicação destes dispositivos é feita por um módulo de *Bluetooth* que efetua a transmissão de dados, sendo o chip escolhido o modelo CSR's BC02. Para efetuar o processamento, é utilizado o microprocessador W78E516, composto por um *clock* de 40 MHz. Como recetor e visualizador dos dados, utilizaram um PDA Mio 338, que inclui o sistema operativo Microsoft Power PC 2002. Durante os testes efetuados, os investigadores verificaram que o sistema era fiável. No entanto, encontraram algumas limitações relacionadas com o PDA, em que se verificou uma memória limitada. Além disso, a capacidade de computação mostrou-se insuficiente.

Auteri et al. [19] apresentaram um protótipo de um ECG *wireless* baseado em ZigBee. Neste trabalho os investigadores justificam a utilização deste protocolo com a sua eficiência, alcance e flexibilidade de estrutura. Para efetuar o processamento foi utilizado o microcontrolador de baixo consumo MSP430F149. Durante a realização deste trabalho, os investigadores depararam-se com alguns problemas, especialmente de *firmware* no transmissor de rádio, devido a limitações impostas pelo tamanho do *buffer* de transmissão. No seu trabalho, os investigadores referiram ainda alguns aspetos benéficos da utilização de ZigBee como os seus baixos consumos energéticos, bom alcance de transmissão e força do sinal. Na figura 3 está apresentado o diagrama de blocos da arquitetura do sistema.

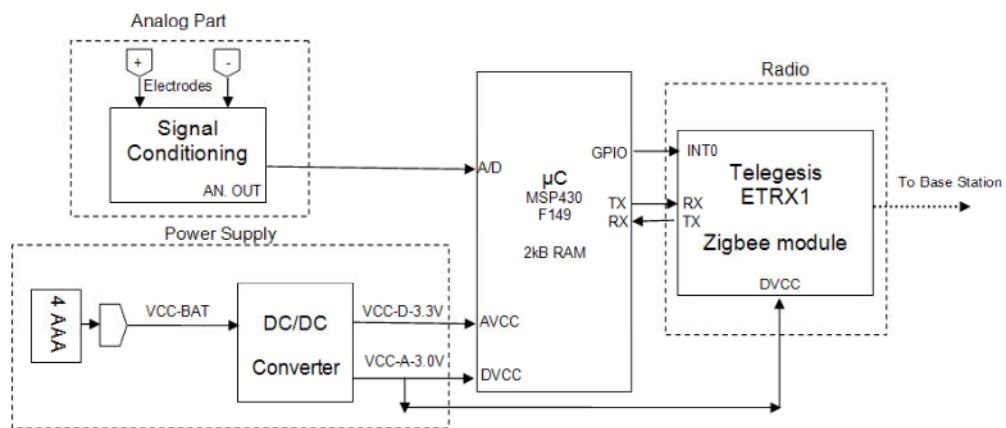


Figura 3 - Arquitetura do sistema de ECG. O sinal é adquirido, amplificado, filtrado e amostrado pelo microcontrolador. Os bytes amostrados são enviados pelo transmissor ZigBee através do protocolo UART. (retirado de [19])

Dagtas et al. [20] propuseram um framework para um sistema *wireless* de monitorização de saúde para ser implementado numa casa inteligente. Recorrendo ao ZigBee para efetuar as comunicações *wireless*, o sistema adquiria sinais de ECG de um paciente e, posteriormente, com o recurso a algoritmos, analisava e detetava anomalias nos sinais que correspondem a alguns problemas cardíacos.

Frehill et al. [21] defenderam a utilização de ZigBee para efetuar a conexão entre vários equipamentos médicos, visto que este protocolo apresentava os requisitos de consumo energético, segurança e mobilidade. Justificaram ainda a utilização do ZigBee com o facto de este trabalhar numa frequência de 2.4GHz, que é uma banda de frequência utilizada no meio industrial, científico e médico livre de licença. Neste trabalho apresentaram também uma arquitetura para uma rede de sensores *wireless* (WSN) à qual podem ser facilmente

associados novos dispositivos e que facilitava ainda a transmissão de dados para sistemas terceiros.

Sakaue et al. [22] desenvolveram um sensor *wireless* constituído por um ECG e um acelerómetro de três eixos e utilizaram o protocolo de Bluetooth para efetuar a transmissão de dados. Neste trabalho, os investigadores referiram alguns dos requisitos necessários num dispositivo de monitorização *wireless*, sendo necessário o ADC possuir uma taxa de conversão suficiente, o sistema ser capaz de comunicar com um computador pessoal, o tamanho ser reduzido para não perturbar o utilizador nas tarefas diárias, o seu manuseamento ser acessível e simples e o sistema necessitar de ter autonomia para funcionar durante períodos longos. Após adquirem dados experimentais enquanto o paciente se deslocava, concluíram existir algumas limitações na comunicação *wireless* pelo facto, em particular, de que esta entrava em falha quando a distância de comunicação ultrapassava os 50m.

Chung et al. [23] apresentaram uma WSN para monitorização de saúde que integrava um ECG, um acelerómetro de três eixos e um sensor de saturação de oxigénio. Este sistema utilizava o IEEE 802.15.4 Zigbee para realizar, com baixos consumos, as transferências dos dados obtidos através de radiofrequência para um computador onde estes poderiam ser visualizados e armazenados continuamente. Como unidade de processamento foi utilizado o MSP430F1611, onde se encontrava ligado o transmissor *wireless* CC2420 através do protocolo SPI. Na figura 4 está esquematizada de forma resumida uma visão global do sistema apresentado.

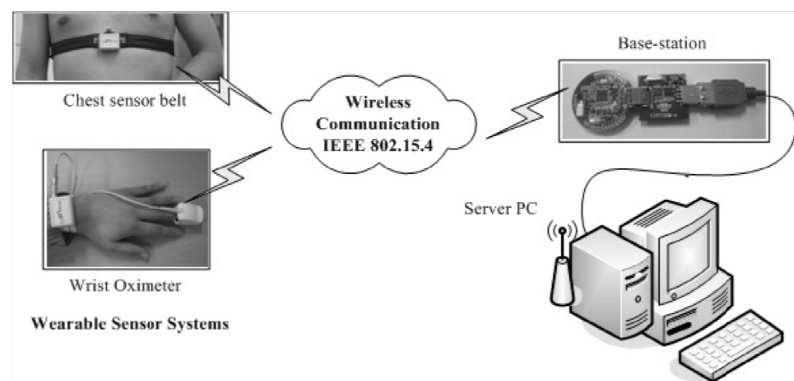


Figura 4 - Arquitetura global do sistema de monitorização para u-healthcare. (retirado de [20])

Rashid et al. [24] descreveram as suas experiências no desenvolvimento e implementação de hardware e *software* de uma plataforma para uma rede de sensores médicos que possibilitava a monitorização de sinais de ECG utilizando o IEEE 802.15.4. A nível de hardware foi utilizado o microcontrolador de baixo consumo de 8-bits PIC18F452 e o transmissor X-Bee RF da MaxStream. Atualmente, já foi desenvolvida uma plataforma preliminar. No final do trabalho

deixam ainda a intenção de implementar um protocolo RTLD (do inglês *Real-time with load distributed routing*) devido à sua boa performance em termos de taxa de entrega de dados.

Yan et al. [25] implementaram e efetuaram a análise experimental de uma WSN aplicada a *e-Health*, que consistia no uso de diversos sensores distribuídos pela casa de um paciente com o intuito de providenciar assistência a este a partir de sua casa. Neste trabalho, era utilizado um algoritmo RSSI para determinar a localização do paciente ao mesmo tempo que eram monitorizados diversos sinais biológicos do mesmo. Após a análise experimental, os resultados foram muito satisfatórios, tendo sido possível determinar a localização com uma precisão razoável. Na figura 5 está exemplificado um esquema do sistema proposto pelos investigadores.

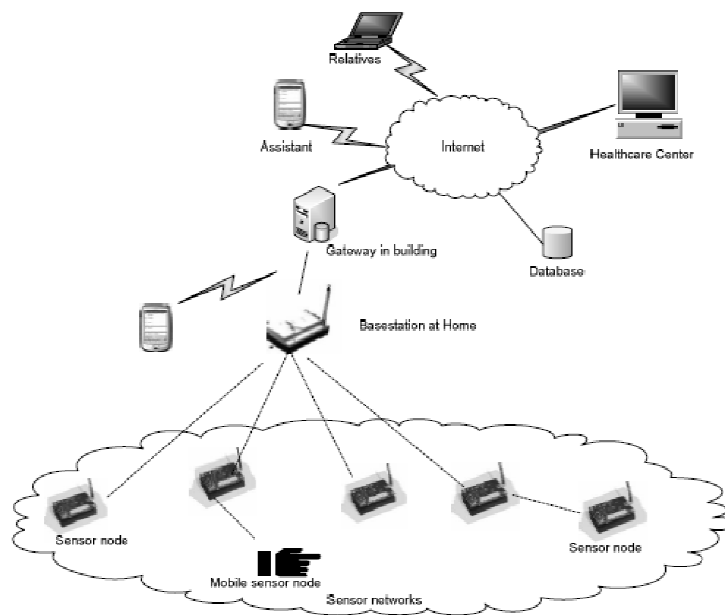


Figura 5 - Arquitetura do sistema de rede de sensores *wireless* para e-Healthcare. (retirado de [24])

Zakrzewski et al. [26] apresentaram um trabalho, ainda em desenvolvimento, que tinha como objetivo implementar dispositivos para controlo de sinais vitais em casas para monitorização de pessoas idosas e pacientes em reabilitação. Neste trabalho foi utilizado o Zigbee como forma de comunicação e foram utilizados variados sensores como o *Bed sensor*, produzido pela Emfit Ltd, um sensor de calor de infravermelhos e em sensor de ECG.

Chen et al. [27] apresentaram uma forma de melhorar a performance e diminuir o consumo de energia de uma WBSN, imprescindível em monitorizações de períodos longos. Para se conseguir este objetivo, o sistema incluiu um encriptador de dados e cada um dos sensores possuía um algoritmo de consumo de energia adaptativo. Como trabalho experimental, os investigadores aplicaram estas ideias a um sensor térmico constituído por uma unidade de

micro controlo, um transistor de junção bipolar, um conversor ADC, um calibrador, um enconder de dados, um transmissor de RF de 2.4GHz e uma antena. Ao implementar o algoritmo e o enconder de dados, os investigadores foram capazes de diminuir o consumo de energia em 99.573%. Deste modo, os investigadores concluíram que o recurso a este método não só trazia benefícios ao nível da diminuição do consumo de energia, através de uma *stream* mais curta de dados, mas também permitia a adição de código de controlo de erros mais avançada.

Lin et al. [29] apresentaram um design de um sistema de monitorização de parâmetros fisiológicos *wireless* com o protocolo ZigBee implementado no módulo de aquisição de dados. Apresentaram igualmente uma rede de sistemas de monitorização para adquirir variados parâmetros fisiológicos em tempo-real e transmitir informação dos sensores fisiológicos entre dispositivos, através da transmissão de dados recorrendo a multicanais *wireless*.

Watthanawisuth et al. [30] desenvolveram um sistema de monitorização de sinais vitais utilizando um oxímetro de pulso para determinar a concentração de oxigénio no sangue. O desenvolvimento deste sistema consistiu em incorporar ao sensor um módulo de Zigbee, fazendo uso da tipologia em malha para efetuar a comunicação de dados para um computador onde informação obtida seria armazenada. Na figura 6 está esquematizado o sistema proposto através de um diagrama de blocos.

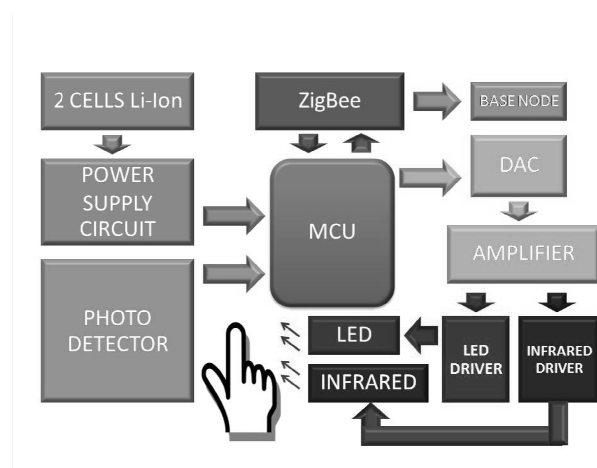


Figura 6 - Diagrama de blocos da arquitetura do sistema proposto. (retirado de [29])

Chen et al. [31] apresentaram um protótipo de uma *smart gateway* desenhada especificamente para WSNs de sistemas de saúde em habitações. Neste trabalho, os investigadores, ao estabelecerem a ligação entre uma WSN e a rede pública de comunicações e ao implementarem um sistema de decisões juntamente com uma pequena base de dados, conseguiram fazer com que o sistema de *smart gateway* fosse capaz de tomar decisões com

baixos consumos energéticos, com baixos custos e com uma resposta mais rápida. Os investigadores fizeram uso ainda de Ethernet, Wi-Fi e GSM/GPRS para estabelecer comunicações entre paciente e responsáveis pelo tratamento a fim de transmitir informação e notificações sobre os pacientes.

Yan et al. [32] propuseram um sistema de vigilância para pessoas idosas que morem sozinhas. Este recorria tanto a sensores fixos como a sensores portáteis, devido à relutância que os pacientes por vezes apresentam em transportar os sensores ou devido à impossibilidade dos pacientes não serem capazes de os transportar. O sistema proposto possuía a capacidade de monitorizar e tomar decisões sobre o estado do paciente, baseando-se nos dados adquiridos pelos sensores circundantes que, juntamente com um algoritmo RSSI de posição, permitiam ao sistema determinar as atividades do paciente. O sistema podia ainda ser responsável pela segurança do paciente em casa, monitorizando e desligando aparelhos potencialmente perigosos como o micro-ondas e providenciar alertas ao médico sobre o estado de saúde do paciente ou avisar o paciente de horários para tomar medicamentos, entre outras rotinas.

Sun et al. [33] tomaram em atenção as questões de segurança e privacidade de dados que são muitas vezes levantadas pelos pacientes, o que faz com que estas sejam um dos grandes entraves a uma maior utilização do *e-healthcare*. No seu trabalho foi referida a importância da privacidade dos dados que são gravados e armazenados, sendo importante a prevenção do anonimato destes quando a informação tem de ser retida de certas entidades. Discutiram também a necessidade de controlo de acesso sobre quais os registos ou que partes destes podem ser acedidos e por quem os pode aceder. A acrescentar a tudo isto, foi referida a importância de autenticação por parte de quem acede aos dados. Para concluir, os investigadores propuseram ainda algumas soluções que, segundo eles, poderiam providenciar um ponto de começo para sistemas de *e-healthcare* seguros e fiáveis.

Zapata et al. [34] apresentaram um sistema desenvolvido para detetar e informar os vigilantes de quedas em pessoas idosas, visto se tratar de uma das causas mais comuns para ferimentos graves nesta faixa etária. Este sistema é caracterizado por uma infraestrutura sensorial *wireless* estática baseada em nós de sensores diferentes. Neste trabalho, os investigadores distribuíram por uma casa uma variedade de sensores, todos eles tendo um sensor de temperatura complementar, como sensores de movimento em cada divisão, sensores de pressão na cama e no sofá, e, no *hall* de entrada, um sensor magnético para deteção da abertura e fecho da porta. Todos estes sensores comunicavam através de Zigbee. Os testes efetuados revelaram-se bastante satisfatórios, verificando-se uma grande sensibilidade por parte dos sensores. Na figura 7 apresenta-se a visão geral do sistema proposto neste trabalho.

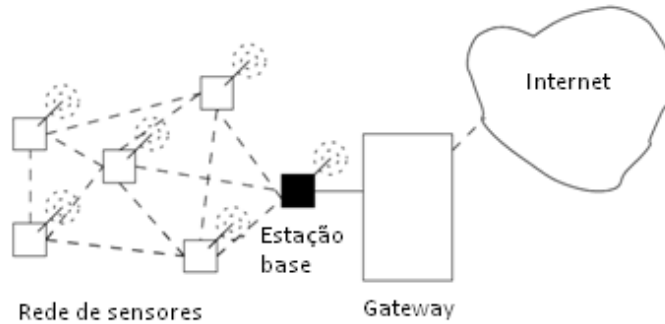


Figura 7 - Esquema geral do sistema proposto. O sistema é formado por um conjunto de nodes de sensores, uma gateway que neste exemplo é um miniPC e internet a partir de GPRS. (adaptado de [33])

Zhang et al. [35] apresentaram-se com o objetivo de aplicar a *witricity* (do inglês, *wireless electricity*), que consiste na entrega de energia a uma distância moderada através do uso de ressonância magnética fortemente acoplada, como solução para os problemas de alimentação dos dispositivos que constituem as redes de sensores corporais *wireless* (WBSNs). Após uma análise teórica para compreender o comportamento oscilatório, os investigadores desenvolveram um protótipo funcional com o qual conseguiram obter resultados com uma eficiência de entrega de energia de cerca de 80% a uma distância de aproximadamente 15cm. Apesar de terem existido alguns problemas de desalinhamento entre o transmissor e o recetor, os investigadores creem que, futuramente, este será um método bastante eficaz para resolver os problemas de fornecimento de energia de vários sensores presentes numa WBSN.

Pu et al. [36] apresentaram uma arquitetura de rede para monitorização de cuidados de saúde a que deram o nome de HCMNet, pois esta integrava WSNs isoladas na internet. Nesta, cada uma das WSNs estava organizada como redes ad-hoc com um *router* que efetuava a ligação à internet. Os dados obtidos pelos sensores foram posteriormente transmitidos pelo *router* e enviados pela internet. Esta tecnologia, segundo os investigadores, apresenta o potencial de trazer várias vantagens a nível do supervisionamento de pacientes e residentes como, por exemplo, a deteção de anormalidades na saúde do utilizador, prevenção de doenças perigosas ou correção de maus hábitos de saúde.

Jones et al. [37] fizeram a descrição de duas soluções para saúde móvel, uma desenvolvida na Austrália, designada como PHM (do inglês, *Personal Health Monitor*), e a outra desenvolvida na Holanda, denominada de MobiHealth. A PHM é constituída por vários dispositivos, como um ECG de 1 canal, um acelerómetro, um monitor de pressão sanguínea, medidor de glucose e um oxímetro de pulso. Como recetor e visualizador são utilizados *smartphones* que possuam o sistema operativo MS Windows Mobile. Esta solução utiliza a tecnologia Bluetooth para

efetuar as comunicações *wireless* entre dispositivos dentro da rede e faz uso da internet, tecnologia 3G, GSM e SMS para comunicações para fora da rede. Esta solução de rede é então considerada adequada para ser utilizada em serviços hospitalares como, por exemplo, em cardiologia, gestão de doenças crónicas e reabilitação. Por outro lado, a MobiHealth é constituída por ECG de 3, 4 e 9 canais, EMG de superfície, oxímetro de pulso, sensor de respiração, sensor de temperatura, e sensor de atividade (com um contador de passos e um acelerómetro 3D). Como recetor e visualizador são utilizados diversos PDAs e telemóveis que possuam aplicações Java VM e RMI. Para efetuar as comunicações *wireless* entre dispositivos dentro da rede, esta solução utiliza a tecnologia Bluetooth e, para comunicações para fora da rede, faz uso da internet, UMTS, WiFi e SMS. Segundo as suas características esta solução de rede é então considerada adequada para ser utilizada em serviços hospitalares como, por exemplo, em cardiologia, obstetrícia, cuidados pós-traumáticos, reumatologia, psiquiatria e neurologia. Os investigadores concluíram então que, apesar destas duas soluções terem sido desenvolvidas com finalidades diferentes, apresentam uma convergência na forma como foram implementadas e escolhidas as tecnologias utilizadas.

Anil et al. [38] debruçaram-se sobre a aplicação do protocolo ZigBee numa WSN de aparelhos médicos. Neste trabalho, foi sugerida uma sala inteligente para pacientes com sensores *wireless* onde eram aplicadas variadas topologias com a finalidade de atingir a mais alta eficiência em redes utilizadas em meios médicos. No seu trabalho, a equipa desenvolveu um sistema que, para monitorizar o quarto do paciente, utilizava uma entrada analógica (respeitante à temperatura corporal do paciente) e seis entradas digitais (respeitantes ao estado do paciente, à concentração de sódio, ao registo de entrada do enfermeiro, ao serviço de refeições, ao serviço de medicação e à movimentação do paciente). Para as comunicações foi utilizada uma antena XBee Pro 50nW em cada quarto, através da qual se efetuava a cada 2 segundos uma amostragem dos dados, sendo a frequência de amostragem ajustável até 1KHz através do comando API. Após vários testes de qualidade de sinal e verificação de transmissão de dados, conclui-se que o sistema proposto apresentava características benéficas para uma monitorização eficiente do ambiente no qual foram efetuados os testes.

Sghaier et al. [39], com a colaboração do Centro Hospitalar Universitário Henri Mondor em França, apresentaram uma WSN específica para aplicações médicas. O sensor foi responsável por captar o sinal obtido por um oxímetro de pulso e determinar a posição geográfica do paciente que o estava a utilizar. Para as comunicações, esta rede fez uso do MICAz, um módulo que incluía um transceptor RF que compilava o protocolo IEEE 802.15.4 e funcionava na banda dos 2.4 GHz. Nos testes feitos foi utilizado o protocolo de routing XMesh que se provou capaz de organizar uma rede que se auto-organiza e autorrepara, no entanto, apresentava falhas em nós de elevada mobilidade. Os trabalhos futuros passam por incluir métrica energética na escolha do melhor caminho e incluir a localização de nós para otimizar o processo de routing.

He et al. [40] apresentavam um *design* de um terminal de monitorização médica. Neste trabalho foi implementada uma rede em forma de estrela com sensores de medição de temperatura corporal e de ritmo cardíaco. Nesta rede foi utilizado o chip de RF CC2420, o primeiro a ser desenvolvido pela Texas Instruments adequado para ZigBee, que opera na banda de frequência de 2.4GHz e apresentavam uma taxa de transferência de dados de 250kb/s. O chip de controlo utilizado foi o C8051F021 da Silicon LAB, uma memória FLASH de 64Kb e hardware de implementação de interface SPI. Após efetuados alguns testes, verificou-se que, embora pequeno, existiam alguns erros na monitorização da temperatura corporal, do ritmo cardíaco e de outros dados. Apesar de tudo, os resultados foram considerados, na prática, satisfatórios. Trabalhos futuros passam por aumentar a precisão de deteção e outras formas de transmissão de dados mais confiáveis.

Ciobotariu et al. [41] apresentavam um sistema de respiração inteligente destinado para tratamento domiciliário. Este sistema foi capaz de processar e transmitir sinais respiratórios em tempo real e, em caso de alguma complicação, enviar um alerta médico com a localização do paciente, utilizando os protocolos GSM/GPRS. Este trabalho foi baseado na placa da Texas Instruments eZ430-RF2500, que utilizou o protocolo SimpliciTI. Este sistema incluía um microcontrolador MSP430F2274, um conversor A/D de 10 bits e um rádio que funciona na banda de comunicação *wireless* de 2.4GHz, ou seja na banda de rádio ISM (do inglês, *industrial, scientific and medical*). Para a captação do sinal respiratório foi utilizado o Pneumotrace, um transdutor piezoelétrico que não necessita de tensão de excitação. O dispositivo para representação dos resultados utilizado foi um PDA que possui o sistema operativo Windows Mobile 5. O processo foi efetivado neste sistema operativo e os dados considerados importantes são enviados posteriormente através de WiFi ou GSM/GPRS para o servidor de monitorização.

3. Arquitetura do sistema

Face a toda a informação recolhida anteriormente, decidiu-se, neste trabalho, desenvolver um sistema *wireless* que fosse capaz de registar, processar e apresentar o sinal elétrico dos batimentos do coração. Adotou-se então, como base do trabalho realizado no kit eZ430-Chronos, produzido pela Texas Instruments [42]. Trata-se de um sistema baseado no microcontrolador CC430F6137 desenvolvido para criar aplicações *wireless* em *smart watches*. Este dispositivo possui um LCD de 96 segmentos, um acelerómetro de três eixos, um sensor de pressão, um sensor de temperatura e a uma antena interna embutida que opera nas frequências sub-1GHz, sendo a frequência utilizada a de 868MHz, a mesma utilizada na Europa. Na figura 8 podemos ver o dispositivo, bem como a representação do LCD do mesmo.

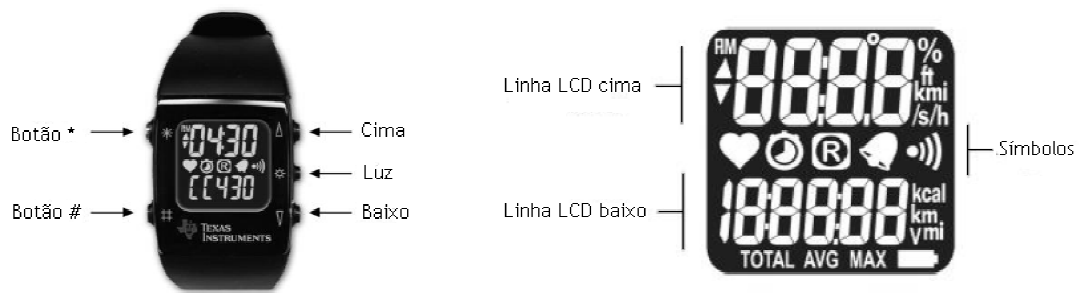


Figura 8 - Apresentação do eZ430Chronos e representação do seu LCD (retirado de [42]).

O sistema wireless para desenvolvimento será, pois, constituído por três módulos distintos com finalidades igualmente distintas: um módulo de aquisição do sinal biológico, um módulo de visualização e armazenamento de dados fixo e um módulo de apresentação de dados móvel.

O módulo de aquisição de sinal é constituído principalmente por um circuito de um eletrocardiógrafo de derivação única com três elétrodos. Este é responsável por efetuar a aquisição do sinal biológico, ou seja do sinal elétrico produzido pelos batimentos cardíacos, que pretendemos obter. Para tal, este circuito é constituído por filtros para melhorar o sinal através da eliminação de ruído. Necessitará ainda de efetuar a amplificação do sinal, pois o sinal que pretendemos adquirir possui magnitudes bastante diminutas. Como estamos a trabalhar com sinais analógicos, este módulo necessita também de integrar uma cadeia de aquisição de dados constituída por um ADC e um amplificador mostrador/retentor que serão responsáveis pela conversão do domínio analógico para o domínio discreto. Como neste trabalho se pretende utilizar o microprocessador CC430F6137 da Texas Instruments, pois trata-se do mesmo processador presente no eZ-Chronos. Este possui já uma unidade de comunicação *wireless* embutida, que integra um sistema de antena on-chip. Deste modo, este microprocessador vai ser responsável pelo envio dos dados, convertidos por este, para os outros dois módulos do sistema a fim de serem visualizados e armazenados.

O módulo de visualização e armazenamento de dados fixo é constituído por um qualquer computador que possua o sistema operativo Windows que tenha uma entrada USB para ligar o eZ430-Chronos RF Access Point da Texas Instruments. O sinal, que é transmitido pelo módulo de aquisição, será captado pelo eZ430-Chronos RF Access Point, componente incluída no kit eZ430-Chronos que se baseia a partir do CC1111, com USB integrado. Posteriormente, o sinal será processado no próprio computador para apresentar o sinal de ECG captado e,

possivelmente, também para calcular o número de batimentos por minuto. Na Figura 9, apresenta-se a componente eZ430-Chronos RF Access Point.

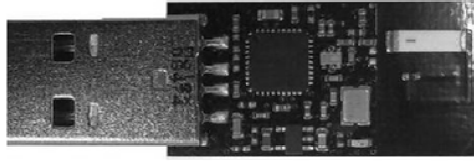


Figura 9 - eZ430Chronos RF Access Point.

Esta parte do processo está a cargo de um *software* que controle o hardware, este necessitará de estar instalado no computador para ser responsável por receber os dados e apresentá-los. Pretende-se que exista ainda a opção de guardar os dados no disco do próprio computador para serem acedidos posteriormente a qualquer altura.

O módulo de apresentação de dados móvel é constituído pelo dispositivo da Texas Instruments eZ430-Chronos. Aproveitando as características já referidas anteriormente, este módulo vai ser responsável por receber os dados adquiridos pelo módulo de aquisição, por processar os dados nele contidos e por determinar o número de batimentos cardíacos por minuto. Por fim pretende-se que o valor obtido seja apresentado no seu display. Adicionalmente, caso se verifique um valor de batimentos fora dos valores considerados aconselhados, o relógio disparará um sinal sonoro de aviso para alertar o paciente.

Por fim, para efetuar as comunicações entre módulos, tal como acontece no sistema do eZ430-Chronos, escolheu-se utilizar o protocolo de comunicação por radiofrequência de baixo consumo energético criado pela Texas Instruments, o SimpliciTI [43], um protocolo que trabalha a frequências sub-1GHz. O simpliciTI é um protocolo baseado em ligações peer-to-peer e é capaz de se apresentar em duas topologias: estritamente peer-to-peer, ou topologia em forma de estrela. Por pertencer ao mesmo fabricante, este irá apresentar uma enorme compatibilidade que, por sua vez, facilitará a criação de uma rede com as restantes componentes de comunicação utilizadas em todos os módulos presentes. Este *software*, por sua vez, tem ainda a vantagem de ser *open source* e apresenta também diversas características consideradas essenciais para a sua aplicação em comunicações *wireless* contendo dispositivos médicos deste tipo. Tais características são:

- O baixo consumo energético
- A flexibilidade:
 - Comunicação dispositivo-dispositivo direta (peer-to-peer)

- Formação em estrela simples com pontos de acesso para armazenamento e dispositivos (forward to end)
- Extensores de alcance
- O baixo custo
- A simplicidade - utiliza um núcleo básico de API de 5 comandos
- A baixa taxa de dados e baixo duty cycle
- A fácil utilização
- A possibilidade de suportar dispositivos em modo sleep

Na Figura seguinte está representado um exemplo da estrutura da rede em forma de estrela, utilizando este protocolo. Esta rede é constituída por diversos dispositivos finais, que normalmente, têm como fonte de alimentação baterias, e extensores de alcance de transmissão do sinal. Estes não são de uso obrigatório, mas apresentam uma maior funcionalidade como, por exemplo, guardar e retransmitir dados.

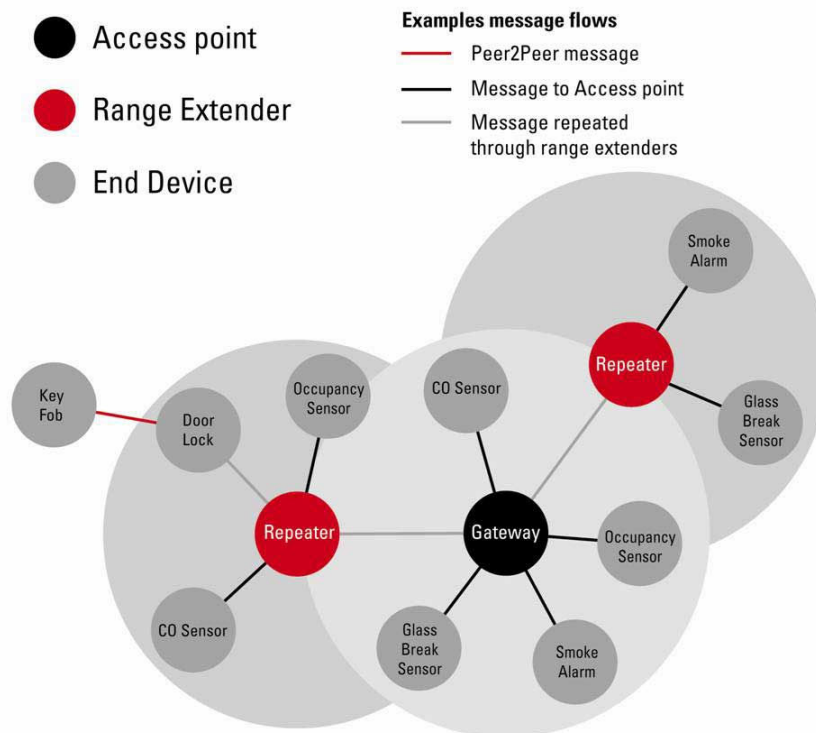


Figura 10 - Representação da arquitetura do protocolo SimpliciTI (Retirado de [43]).

No caso deste trabalho não serão necessários extensores de alcance, visto que é um sistema bastante simples, constituído por apenas três módulos, considerando-se que os 10m de alcance são suficientes para uma boa monitorização dentro de uma pequena sala.

Face ao que foi referido anteriormente, na figura seguinte está a representação da esquematização da arquitetura do sistema que dá forma a este trabalho.



Figura 11 - Arquitetura do sistema. Esta é constituída por um módulo de aquisição do sinal biológico, um módulo de visualização e armazenamento de dados fixo e um módulo de apresentação de dados móvel (eZ430 Chronos).

4. Eletrocardiógrafo - Fundamentos

Como é do conhecimento de todos, o coração é um dos órgãos mais importantes presentes no ser humano bem como em inúmeros animais do planeta. No ser humano o coração está localizado no mediastino, mais concretamente na cavidade torácica entre os pulmões, com um ligeiro deslocamento para o lado esquerdo. Numa pessoa adulta, o coração apresenta uma forma cónica truncada e, em norma, a sua dimensão é aproximadamente à de uma mão fechada.

O coração é responsável por gerar a pressão sanguínea através das suas contrações, fazendo com que o sangue seja distribuído de forma direcionada para todas as partes do corpo, o coração impede também que a direção do fluxo de sangue seja alterado, pois possui válvulas que fazem com que o sangue não seja capaz de recuar, mantendo-se num fluxo unidirecional.

O coração é ainda responsável pela regulação do aporte de sangue que é ajustado consoante as necessidades metabólicas dos tecidos através da alteração na frequência dos batimentos cardíacos.

4.1. Atividade fisiológica

4.1.1 Anatomia do coração

O coração é envolvido pelo pericárdio. O pericárdio é responsável pela fixação do coração no mediastino e pela prevenção da distensão excessiva do coração [44]. O coração é constituído por quatro cavidades: duas aurículas, que possuem paredes finas e que, juntas, formam a parte superior do coração, e dois ventrículos, com paredes mais espessas, formando a parte inferior do coração. Cada aurícula está ligada ao ventrículo do lado respetivo, ou seja, a aurícula direita está ligada ao ventrículo direito e a aurícula esquerda está ligada ao ventrículo esquerdo. Para estabelecer estas ligações e para impedir que o sangue recue para as aurículas existe uma válvula para cada lado, respetivamente: a válvula tricúspide encontrada no lado direito e a válvula bicúspide localizada no lado esquerdo. Existem ainda duas válvulas com a mesma função aplicada aos ventrículos, do lado direito do coração a válvula semilunar pulmonar e, do lado esquerdo, a válvula semilunar aórtica.

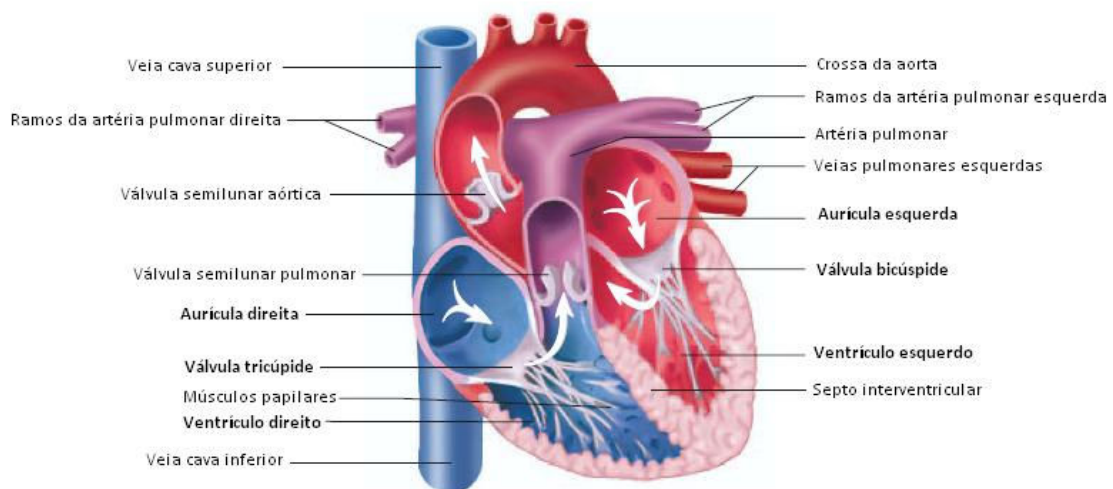


Figura 12 - Anatomia interna do Coração. (adaptado de [44])

Por sua vez, ambas as aurículas e ambos os ventrículos contraem-se mais ao menos ao mesmo tempo e intercaladamente, num processo denominado de sístole auricular e sístole ventricular, respetivamente. O processo inverso, em que se dá o relaxamento dos músculos cardíacos das aurículas e ventrículos, denomina-se, respetivamente, por diástole auricular e por diástole ventricular.

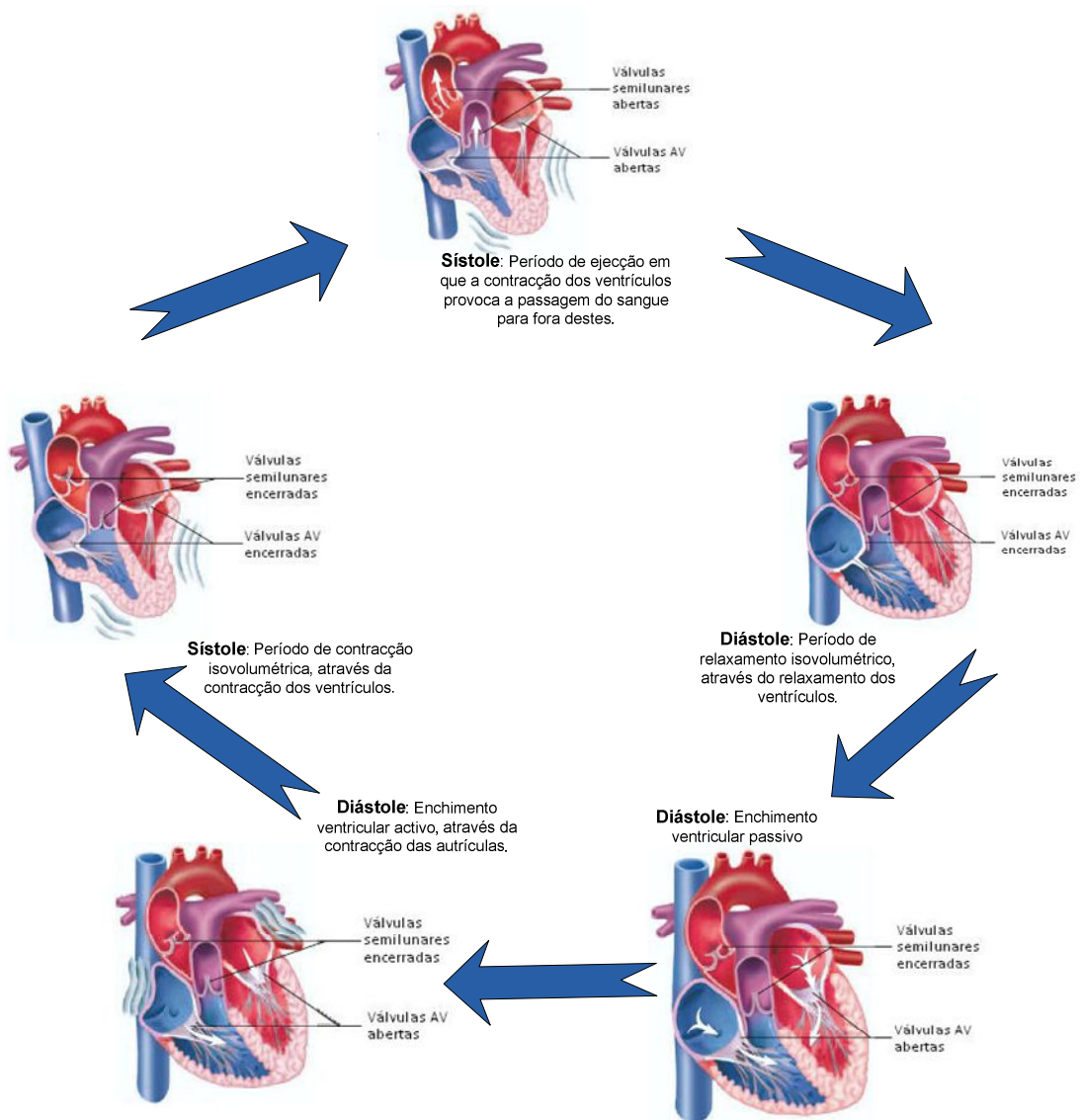


Figura 13 - Ciclo cardíaco. Este é composto de séries repetidas de contrações e relaxamentos que fazem o sangue circular através do coração. (adaptado de [44])

Tal como foi referido anteriormente, o coração é responsável por manter o fluxo de sangue, pelo que este circula sempre de uma forma sequencial pelo coração e por todo o corpo, ou seja, independentemente de onde se comece a visualizar o percurso efetuado pelo sangue, este irá sempre passar da mesma forma ordeira no coração e seguirá para os pulmões para se dar a trocar de gases no sangue através da circulação pulmonar ou para os restantes tecidos do corpo, através da circulação sistémica, dependendo do lado do coração que o sangue se encontra. O esquema seguinte apresenta, resumidamente, todo o caminho realizado pelo fluxo de sangue, onde se pode verificar generalizadamente todos os locais onde o sangue

passa, bem como as alterações dos níveis de oxigénio (O_2) e de dióxido de carbono (CO_2) que são responsáveis pela distinção do sangue em dois tipos: o sangue arterial, com grandes quantidades de oxigénio (representado a vermelho na figura), e o sangue venoso, com grandes quantidades de dióxido de carbono (representado a azul na figura).

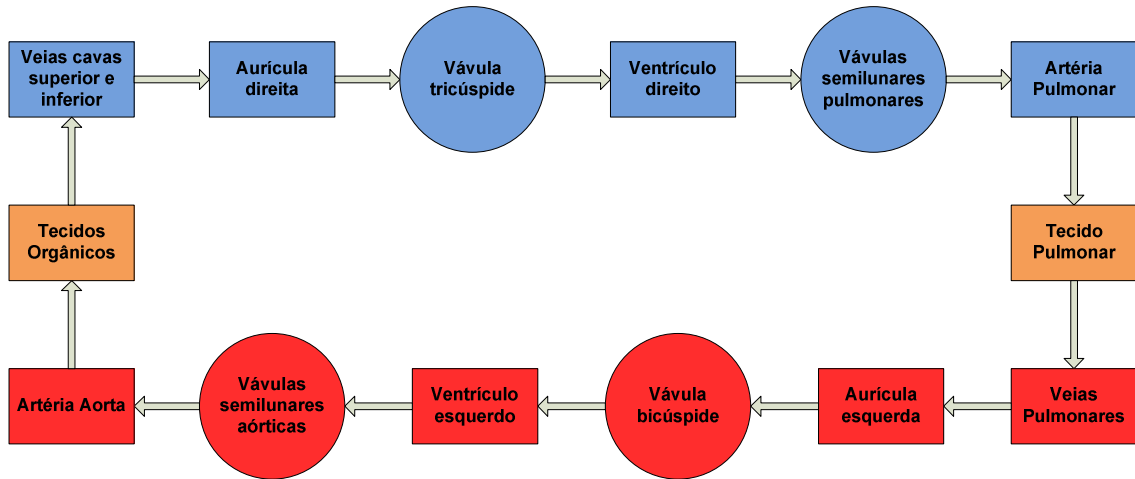


Figura 14 - Diagrama do fluxo de sangue através do coração. (adaptado de [44])

4.1.2 Biopotenciais gerados pelo coração

As células musculares cardíacas apresentam um potencial de membrana em repouso que está dependente de uma baixa permeabilidade da membrana plasmática relativamente aos iões sódio (Na^+) e aos iões cálcio (Ca^{2+}) e de uma permeabilidade superior relativamente ao potássio (K^+). A alteração das concentrações destes iões irá originar, nas células, um potencial de ação. No músculo cardíaco, estes potenciais, que demoram sensivelmente entre 200 a 500 msec, apresentam uma fase rápida de despolarização precedida de uma rápida repolarização do potencial de membrana inicial. Seguidamente, verifica-se um período mais prolongado de repolarização, designado planalto, que, por sua vez, é precedido por mais uma fase de repolarização, fazendo, deste modo, que a membrana retome ao seu nível de repouso. Durante a despolarização, os canais localizados na membrana, denominados canais de membrana com portão de voltagem para o Na^+ , ou canais rápidos de Na^+ , vão permitir a entrada de iões Na^+ para o interior da célula originando uma rápida despolarização da célula até esta atingir um valor de cerca de +20 mV. Esta variação, que ocorre durante a despolarização, vai afetar outros canais iónicos presentes na membrana plasmática, tal como os canais de membrana com portão de voltagem para o K^+ , que alteram a sua permeabilidade aos iões K^+ consoante os diferentes potenciais de membrana. Em repouso, o estabelecimento do potencial de membrana em repouso, nas células do músculo cardíaco é originado pela

movimentação dos iões K^+ , através destes canais que se encontram abertos. Com a despolarização, estes canais fecham, diminuindo, deste modo, a permeabilidade da membrana aos iões K^+ . Outros canais iónicos que são afetados pela despolarização são os canais de membrana com portão de voltagem para o Ca^{2+} que, ao contrário dos canais de K^+ , começam a abrir lentamente. Deste modo, a repolarização é o resultado de todas estas alterações de permeabilidade da membrana a todos estes iões. Inicialmente, os canais de Na^+ fecham e é aberta uma pequena quantidade de canais de K^+ , originando a entrada de Na^+ no interior da célula e a saída de K^+ . Seguidamente, acontece a fase de planalto da repolarização, em que os canais de Ca^{2+} continuam a abrir, fazendo com que a entrada de Ca^{2+} , no interior da célula, contrarie a mudança do potencial que foi originada pela saída de K^+ . De seguida, inicia-se a repolarização final que tem início quando os canais de Ca^{2+} encerram e os canais de K^+ abrem em maior quantidade. Assim, os iões Ca^{2+} deixam de entrar na célula e passam os iões K^+ serem capazes de entrar no interior da célula. Deste modo, o potencial de membrana vai regressar aos seus níveis de repouso.

4.2 Monitorização da atividade elétrica do coração

O eletrocardiógrafo é de um instrumento eletrónico que apresenta como única função a obtenção, de forma não invasiva, de uma imagem gráfica dos movimentos que se realizam no coração durante o seu processo de contração e relaxamento. O eletrocardiograma não faz uma medição direta de eventos mecânicos presentes no coração, mas a cada deflexão no traçado que indica um acontecimento elétrico, corresponde um acontecimento mecânico correspondente. Desta forma, podemos dizer que o eletrocardiógrafo tem como função obter e projetar uma imagem gráfica das forças elétricas que são captadas à superfície da pele, provenientes da polarização e despolarização das células do músculo cardíaco durante as contrações e relaxamento do mesmo.

O primeiro sinal de ECG foi detetado em 1889 por Waller [45] que, utilizando um eletrómetro capilar, realizou experiências com o seu cão, conseguindo verificar, deste modo, a existência de alterações elétricas provocadas pelo bater do coração do animal. Seguidamente, em 1902, Willem Einthoven [46] aperfeiçoou o dispositivo fazendo uso de um galvanómetro para registar a corrente elétrica do coração. Com este trabalho, Einthoven introduziu variados conceitos que ainda hoje são utilizados, como é o caso da nomenclatura das várias ondas do sinal. Einthoven apresentou também o que foi designado por variações que representam a relação diferencial entre os potenciais do braço direito, braço esquerdo e perna esquerda, tendo sido atribuído a estas três os números romanos I, II e III [47]. A imagem seguinte faz a representação destas derivações.

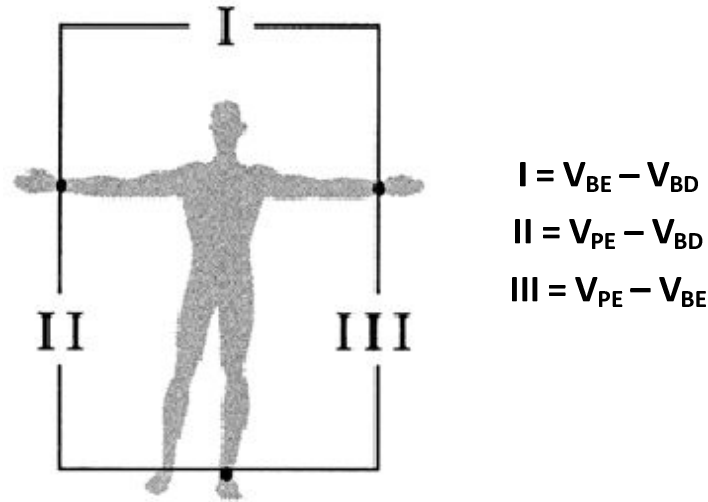


Figura 15 - Derivações de um eletrocardiógrafo. (adaptado de [47])

Um facto a ter em atenção é que, embora esteja esquematizado na figura 15 que o sinal está a ser captado nas terminações dos membros, devido ao corpo humano ser considerado puramente resistivo, no que diz respeito às frequências de ECG, os eléctrodos podem ser colocados nos ombros respetivos sem a perda de informação do sinal.

Posteriormente, o dispositivo de ECG foi sendo aperfeiçoado e, atualmente, um aparelho de ECG completo é constituído por 12 derivações que registam os impulsos eléctricos gerados pelo coração de diversos ângulos diferentes, conseguindo-se, deste modo, obter uma imagem total do órgão. Atualmente, existem algumas variações no número de derivações que são utilizadas, dependendo dos resultados que se querem obter. Por exemplo, para se obter apenas o ritmo cardíaco, basta utilizar um dispositivo que apresente apenas 3 derivações, pois não é necessário visualizar todos os ângulos do coração. Por outro lado, caso se queira uma imagem mais detalhada do coração, vai-se então utilizar as 12 variações.

O eletrocardiograma possui ainda uma panóplia de aplicações médicas, tais como diagnosticar problemas cardíacos: bloqueios cardíacos, enfarte do miocárdio e arritmias. É utilizado também para provas de esforço e para monitorização de telemetria. Uma outra aplicabilidade do eletrocardiográfico ocorre no desporto, onde é utilizado para monitorizar o ritmo cardíaco do atleta, quando este está a exercer esforço, com o objetivo de detetar possíveis patologias existentes ou para se estudar formas de aperfeiçoar o seu rendimento desportivo.

O sinal de ECG apresenta, normalmente, seis picos e cavas que correspondem à contração e relaxamento das aurículas e dos ventrículos do coração. Para se diferenciarem entre si, foram

designados com letras sucessivas do alfabeto P, Q, R, S, T e U, tal como demonstrado na Figura 16, situada abaixo.

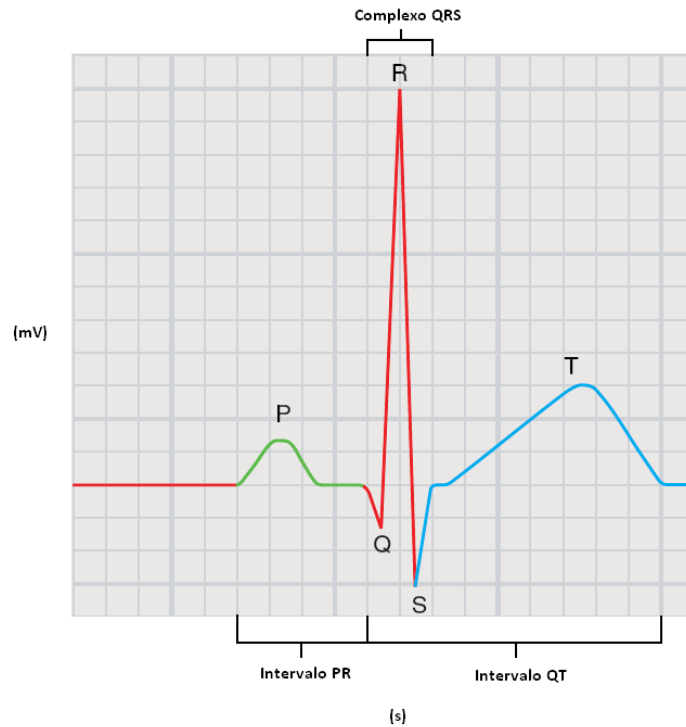


Figura 16 - Sinal de ECG e respetivas ondas. (adaptado de [44])

Descrição de cada uma das ondas:

- Onda P - representa o potencial elétrico quando se dá a despolarização das aurículas e antecede a sua contração, originando a sístole auricular, onde as células do músculo cardíaco se contraem e bombeiam o sangue para os respetivos ventrículos. Esta, em situações normais, não excede os 0,11 segundos e possui uma amplitude máxima de 0,3mV.
- Ondas Q, R e S - estas formam um complexo entre si, designado como complexo QRS, que representa o potencial elétrico quando se dá a despolarização dos ventrículos e antecede a sua contração, dando-se a sístole ventricular, onde as células do músculo cardíaco se contraem e bombeiam o sangue para o exterior do coração. Estas, em situações normais, não excedem os 0,1 segundos e possuem uma amplitude máxima de 3,0mV.
- Onda T - representa o potencial elétrico quando se dá a polarização dos ventrículos devido ao seu relaxamento. Esta, em situações normais, não excede os 0,15 segundos e possui uma amplitude máxima de 1,0mV.

- Onda U - representa uma repolarização adicional devida a potenciais tardios de movimento de dilatação do coração e das suas artérias. Esta onda nem sempre é detetada.

Num ser humano, a frequência cardíaca varia entre os 30 e os 220 batimentos por minuto, o que equivale, em termos de frequência de batimentos cardíacos, valores na ordem dos 0,5 a 3,67 Hz.

4.2.1 Elementos de um Eletrocardiógrafo

4.2.1.1 Fonte do sinal - Os Eléttodos

Os eléttodos são responsáveis pela conversão da condução iónica em condução eléctrica [48] [49] [50]. Estes possuem a capacidade de fazer passar corrente eléctrica, proveniente de um eletrólito, através destes. Deste modo, são capazes de captar o sinal eléctrico à superfície da pele. Através da interação entre um metal e uma solução, onde estão presentes os seus iões correspondentes, acontece uma alteração nos valores da concentração de iões em solução existentes na superfície do metal. Esta alteração é designada por despolarização. A despolarização, por sua vez, vai originar corrente, devido à reação de oxidação do eléttodo onde são originados catiões (iões com carga positiva) e eletrões. Por sua vez, os catiões são descartados no eletrólito enquanto os eletrões vão ser conduzidos através do fio condutor. Ao mesmo tempo, os aniões (iões com carga negativa), presentes no eletrólito, vão movimentar-se no sentido da interface para distribuir eletrões para o eléttodo. Devido às diferentes concentrações de catiões e aniões, origina-se, ao longo da interface, uma diferença de potencial conhecida como potencial de célula.

Para que não exista alteração da distribuição de carga, na solução eletrolítica adjacente ao eléttodo, utiliza-se eléttodos não-polarizados, em que a corrente se desloca livremente através da interface entre o eletrólito e o eléttodo, sendo desnecessário o fornecimento de energia para se originar as transições. Como não é possível o fabrico de eléttodos ideias produzem-se eléttodos que apresentem características quase idênticas a estas pretendidas. No caso de eléttodos para ECG, o mais utilizado é o eléttodo prata/cloreto de prata (Ag/AgCl) que não só apresenta um comportamento idêntico a um eléttodo não-polarizado, tendo um potencial de célula de aproximadamente 220mV, como apresenta menor quantidade de ruído eléctrico quando comparado com eléttodos polarizados equivalentes. Este eléttodo é constituído por uma estrutura base de prata que é revestida com uma camada de cloreto de prata que faz diminuir a impedância. Na figura seguinte está representado o circuito eléctrico da interface entre o eléttodo e a pele do paciente, onde os valores R_1 , R_2 e C apresentam valores variáveis, dependendo da área do eléttodo, do estado da superfície, da densidade de corrente e do tipo e concentração de gel para eléttodos usado. Vulgarmente os valores são: $R_1 = 2k\Omega$, $R_2 = 10k\Omega$ e $C = 10\mu F$.

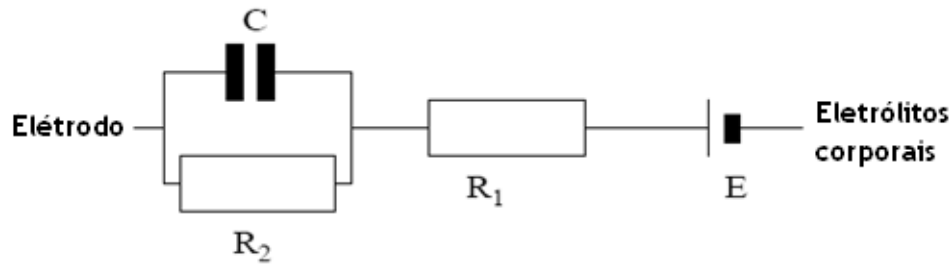


Figura 17- Circuito elétrico equivalente de um eletrodo de biopotencial. (retirado de [49])

4.2.1.2 Condicionamento do sinal analógico

Existem diversos tipos de circuito de ECG, dependendo da quantidade de eletrodos. Esta quantidade de eletrodos vai influenciar, por sua vez, a quantidade de derivações obtidas, ou seja, vai ter influência na quantidade dos pontos de vista diferentes do coração que são obtidos durante o exame.

No entanto, independentemente do número de eletrodos, todos trabalham com sinais elétricos bastante reduzidos e, como acontece em vários casos de captação de biopotenciais, estes nunca são captados isoladamente, apresentando quase sempre outros sinais. Posto isto, o sinal obtido pelos eletrodos do biopotencial, ou seja, o sinal de entrada do circuito do ECG, vai ser constituído, normalmente por:

- O biopotencial desejado, neste caso o sinal de ECG
- Outros biopotenciais indesejados, como são o exemplo dos sinais originados pela contração de outros músculos durante a respiração ou movimentação do paciente
- Interferência da rede elétrica a 50Hz e os seus harmónicos, pois o corpo humano funciona como uma antena e capta ondas eletromagnéticas provenientes de equipamentos eletrónicos existentes em redor
- Interferência gerada pela interface tecido/eletrodo
- Ruído

Neste trabalho, para efetuar a extração do sinal desejado, decidiu-se utilizar um circuito simples constituído por apenas três eletrodos, pois este possui uma maior simplicidade e possui as características mínimas necessárias para realizar a monitorização do ritmo cardíaco de um paciente ou a observação dos sinais cardíacos de um desportista durante a prática de exercício. O circuito pode ser dividido e simplificado em pequenos módulos. São eles: o módulo amplificador diferencial, o módulo do circuito da perna direita, o módulo de filtro

passa-alto, módulo de filtro passa-baixo e o módulo de amplificador operacional, podendo estes dois módulos serem incorporados num só para simplificação. Na figura seguinte está representado um esquema das componentes que constituem este circuito.

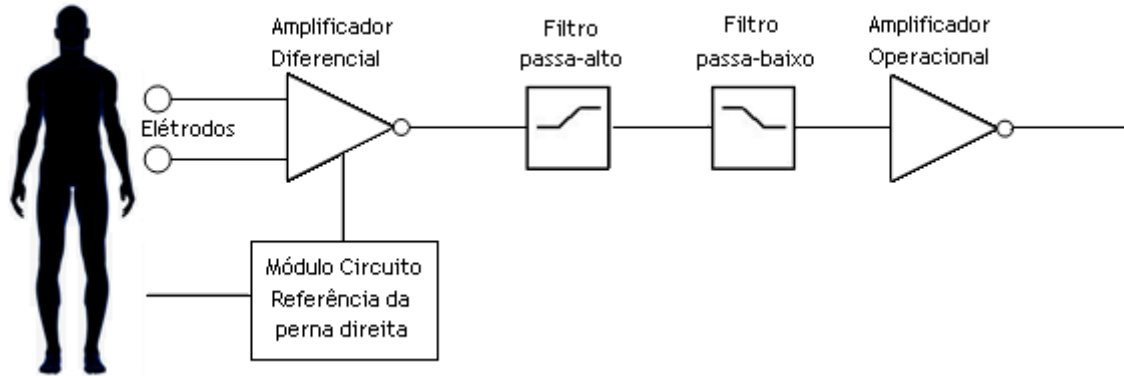


Figura 18 - Esquematização do circuito de um ECG de três eletrodos.

Tal como acontece em todos os sensores utilizados para captar biopotenciais, é necessário que o ECG apresente algumas características específicas para a obtenção do sinal fisiológico. Assim [53]:

- O sinal do processo fisiológico monitorizado não pode ser alterado de forma alguma pelo amplificador;
- O sinal medido não pode ser distorcido;
- O sistema tem de fornecer proteção ao paciente de qualquer perigo de choque elétrico;
- O próprio amplificador tem de apresentar capacidade de proteção de danos que possam provir de altas tensões que ocorram durante a aplicação de outros tipos de instrumentação médica.

Pré-amplificação Diferencial

Um dos componentes principais necessários para desenvolver um circuito de ECG é o amplificador diferencial, pois estamos perante um circuito que apresenta duas entradas provenientes de ambos os braços do paciente sendo este tipo de amplificador capaz de receber duas entradas e calcular a diferença entre os dois sinais recebidos, rejeitando sinais que são comuns a ambas as entradas. Idealmente, um amplificador diferencial vai apenas amplificar o sinal de entrada diferencial e rejeitar completamente o sinal de entrada de modo comum. Deste modo, a tensão de saída do sinal, v_0 , é então dada pela equação seguinte:

$$v_0 = A_d v_{id} + A_{mc} v_{imc} \quad (1)$$

Onde, A_d é o ganho diferencial do amplificador, v_{id} é o sinal de entrada diferencial, A_{mc} é o ganho do modo comum, que é preferencialmente zero, e v_{icm} é o sinal de entrada do modo comum.

No caso de um sinal de ECG é necessário que este amplificador apresente algumas características adicionais, tais como:

- Ganhos reguláveis;
- Alta sensibilidade a sinais biomédicos;
- Precisão elevada;
- Baixos consumos energéticos, caso o sistema seja autónomo;
- Alta razão de rejeição de modo comum (CMRR, do inglês *Common Mode Rejection Rate*).

Neste tipo de circuito, a entrada do sinal é constituída pelos elétrodos que estão colocados em ambos os braços do paciente e dá-se através do amplificador diferencial, onde estes estão conectados. Este amplificador deve apresentar uma alta impedância de entrada para que seja capaz de providenciar o mínimo de carregamento do sinal medido. Quanto maior for a impedância do amplificador menores serão os efeitos de carregamento que podem provocar distorções do sinal. É aqui que se dá a pré-amplificação do sinal que, após passar por todo o circuito, deverá apresentar um ganho de 1000, ou seja, a magnitude do sinal que se pretende na saída será 1000 vezes superior à magnitude do sinal captado pelos elétrodos. Segundo este valor, escolher-se-á então os valores de ganho adequados para cada um dos amplificadores, sendo que este primeiro ganho será mais reduzido do que o ganho do amplificador operacional.

Na figura seguinte está representado a esquematização de um amplificador diferencial.

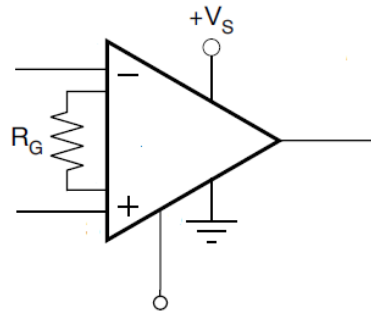


Figura 19 - Esquema de um amplificador diferencial.

Circuito de referência da Perna Direita

O circuito inclui também um módulo de referência da perna direita. Este é regularmente utilizado em circuitos com o objetivo de melhorar o sinal obtido [54]. De uma forma simples, trata-se de um circuito que possui uma realimentação, utilizando uma montagem inversora entre o paciente e o eletrodo e em que é introduzida uma pequena corrente, com cerca de $1\mu\text{A}$, ao longo do corpo do paciente através da perna direita até aos elétrodos encontrados nos braços do paciente. Deste modo, evita-se a necessidade do paciente estar ligado à terra e as interferências do modo comum, resultantes deste circuito realimentado, vão ser diminuídas através do aumento do fator de rejeição do modo comum. Este procedimento ganha maior importância nas situações em que se trabalha com pequenas flutuações de tensão.

Na figura seguinte está representado um exemplo do esquema do circuito do módulo de referência da perna direita.

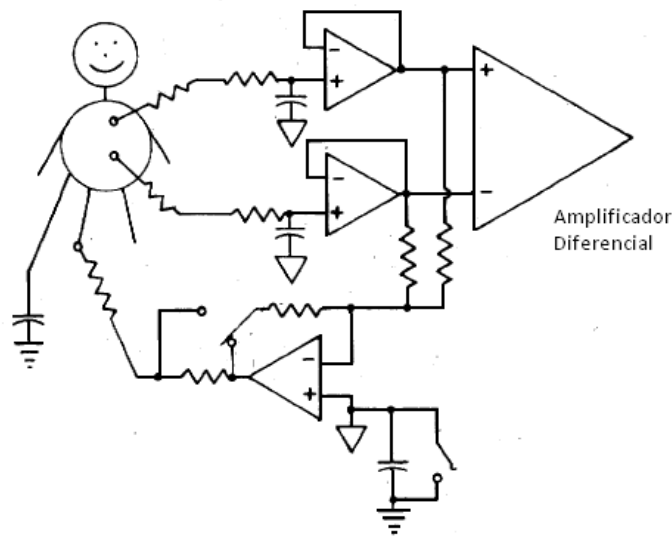


Figura 20 - Exemplo esquemático do módulo do circuito de referência da perna direita. (Adaptado de [54])

No que diz respeito ao eletrocardiógrafo, para circuitos em que apenas são utilizados dois eléctrodos nos braços, ou seja, um eletrocardiógrafo de uma derivação, os valores das amplitudes das ondas obtidas vão diferir ligeiramente dos valores de tensão referidos anteriormente. Neste tipo de circuito, são: os valores de amplitude média da onda P variam entre 0,1mV e 0,3mV, o complexo QRS varia em torno de 1mV e os valores da onda T variam entre 0,2mV e 0,3mV.

Filtro Passa-alto

Um sinal de ECG padrão apresenta uma largura de banda de frequências entre os 0,05 Hz e os 100 Hz [52]. Como tal, as restantes frequências fora desta banda deverão ser eliminadas ou atenuadas.

Além disso, neste circuito, à saída do amplificador diferencial, encontra-se um filtro passa-alto implementado com o intuito de remover a componente DC do sinal que é originada através do contacto dos eléctrodos com a pele do indivíduo. Após a aplicação deste filtro, o sinal que se vai obter será um sinal atenuado. Seguidamente estão representadas as características ideais de transmissão (Figura 21) e está também ilustrado o circuito elétrico correspondente a um filtro passa-alto de primeira ordem como o que será necessário utilizar (Figura 22).

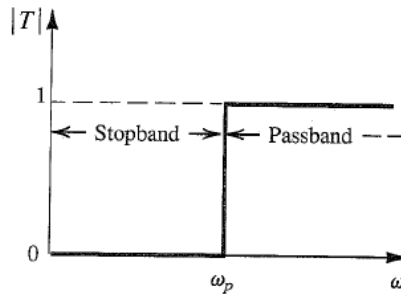


Figura 21 - Características de transmissão ideais de um filtro passa-alto. (retirado de [55])

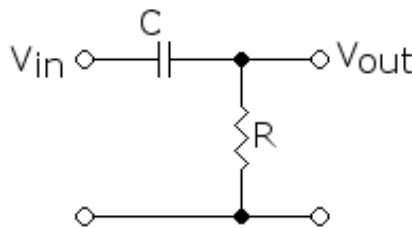


Figura 22 - Circuito de um filtro passa-alto de primeira ordem.

Amplificador de ganho elevado e Filtro Passa-baixo

Posteriormente ao filtro passa-alto, temos presente um módulo constituído por um amplificador inversor de ganho elevado, implementado com a finalidade de amplificar o sinal com que se está a trabalhar para valores mais elevados a fim de se obter uma melhor leitura dos mesmos pois, tal como já foi referido, os valores de entrada provenientes dos braços do paciente são bastante reduzidos. Nesse mesmo módulo há também um filtro passa-baixo, implementado para eliminar grande parte das interferências provocadas por frequências com valores muito elevados, tornando assim o sinal mais nítido. Na Figura 23, podemos então visualizar as características ideais de transmissão de um filtro passa-baixo e, na Figura 24, está representado o circuito elétrico equivalente deste conjunto de componentes.

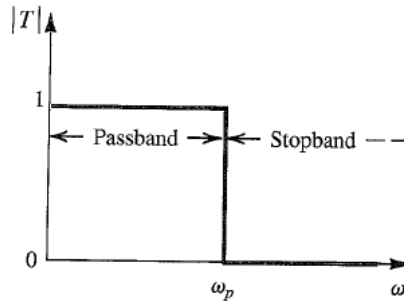


Figura 23 - Características ideais de transmissão de um filtro passa-baixo. (retirado de [55])

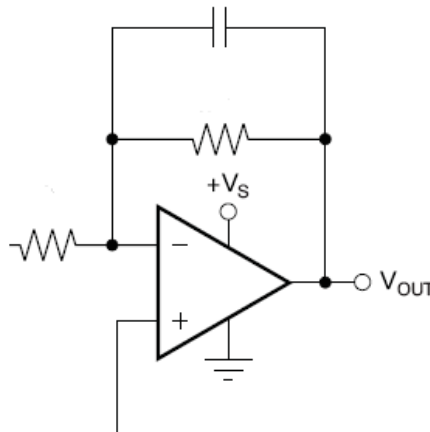


Figura 24 - Circuito equivalente do módulo amplificador de ganho elevado e filtro passa-baixo.

De um modo mais geral, utiliza-se o filtro passa-alto e o filtro passa-baixo para eliminar interferências no sinal como, por exemplo, potenciais de meia-célula, potenciais do offset do pré-amplificador, ligado à entrada inversora do amplificador de ganho elevado, e diminuição da amplitude do ruído, limitando a largura de banda do amplificador. O filtro passa-baixo vai também ter um papel bastante importante para a digitalização do sinal, pois é este que vai condicionar o valor da frequência de amostragem segundo o teorema de Nyquist.

4.2.1.3 Conversão do sinal analógico em sinal digital

Após a aquisição do sinal por parte do circuito referido anteriormente é necessário efetuar a sua conversão para o domínio digital equivalente para, de seguida, este ser enviado para os restantes dispositivos [56] [57]. Para tal, recorre-se a um conversor analógico-digital (ADC, do inglês *analog-to-digital converter*). Este vai então converter, por sua vez, o sinal contínuo por valores numéricos discretos.

O processo de conversão é então composto por três processos:

- Amostragem - também denominada *sampling*, sendo recolhida uma amostra do sinal analógico que se pretende converter
- Quantificação - efetua-se uma aproximação do valor de tensão amostrado a um dos $2N$ níveis de precisão possíveis, através de arredondamento e truncagem
- Codificação - dá-se a conversão do valor da amostra num código específico, em bits. Aqui o bit mais significativo vai ser o que registará a maior variação de tensão e, por outro lado, a menor variação será registada pelo bit menos significativo

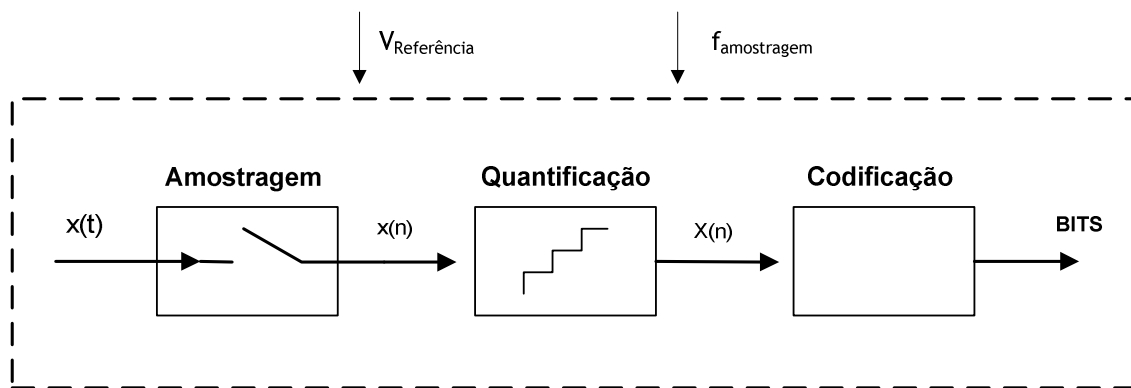


Figura 25 - Processo de conversão digital de um sinal.

Para determinar a frequência de amostragem utiliza-se então o teorema de Nyquist. Que determina que o valor, para o qual a frequência de amostragem não provoca distorção espectral, deve ser, pelo menos, o dobro da frequência do espectro do sinal que se pretende amostrar. Posto isto, verificamos a influência do filtro passa-baixo nesta etapa, pois é este que vai limitar o espectro. Como tal, a frequência de amostragem será, segundo o teorema, pelo menos o dobro do valor deste filtro.

5. Esquema elétrico - solução proposta

Tendo em conta todas as características referidas até agora, escolheu-se utilizar o amplificador de instrumentação da Texas Instruments, o INA333, e utilizou-se o circuito presente no *datasheet* do amplificador [58] que está apresentado na figura 26. Foi, no entanto, efetuada uma pequena alteração, em que, no circuito proposto, na entrada de sinal eram utilizados três elétrodos: dois provenientes de ambos os braços do paciente e um outro proveniente da perna direita. Este último foi então excluído do circuito utilizado neste trabalho, ficando apenas dois elétrodos na entrada, provenientes dos membros superiores. Na

Figura seguinte está então representado o circuito proposto, após efetuadas as alterações referidas anteriormente.

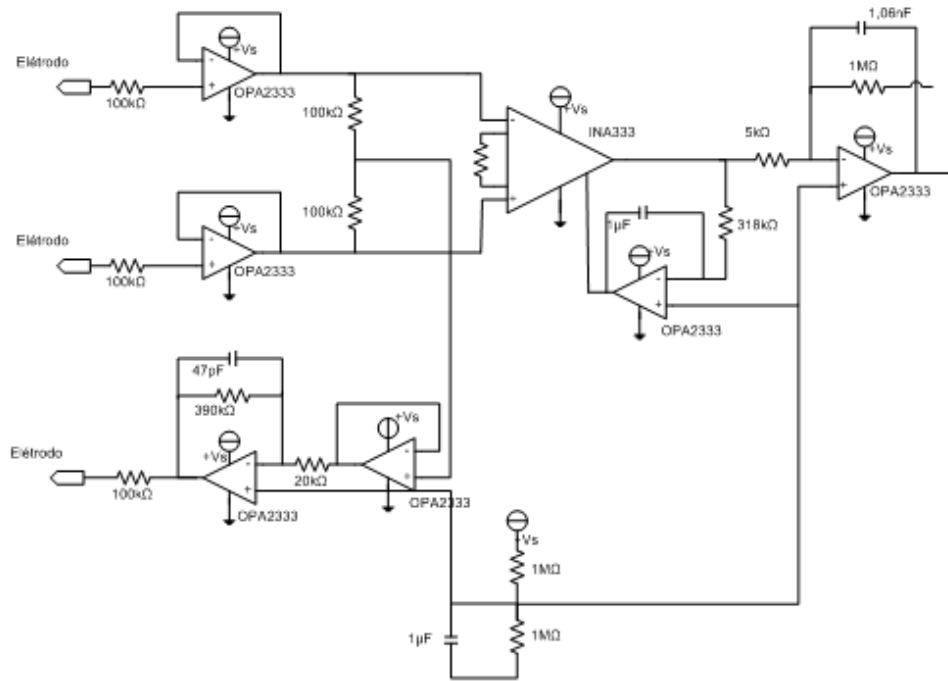


Figura 26 - Esquematização do circuito do ECG proposto na *datasheet* do amplificador INA333. (adaptado de [58])

Amplificação diferencial

Neste circuito, não se faz o uso de um amplificador diferencial simples, mas sim de um amplificador de instrumentação de ganho regulável, tratando-se este de uma montagem diferencial que apresenta dois amplificadores operacionais como entrada em que o ganho é dado por uma resistência configurável. Neste trabalho é utilizado o amplificador da Texas Instruments INA333. O seu modo de funcionamento é idêntico ao de um amplificador diferencial. No entanto, este fornece algumas características adicionais que o tornam mais estável para ser utilizado em instrumentação como, por exemplo, uma maior impedância de entrada, um elevado CMRR, bem como melhor estabilidade na regulação do ganho do amplificador. Na figura seguinte está representado o detalhe do amplificador de instrumentação bem como as componentes que o constituem.

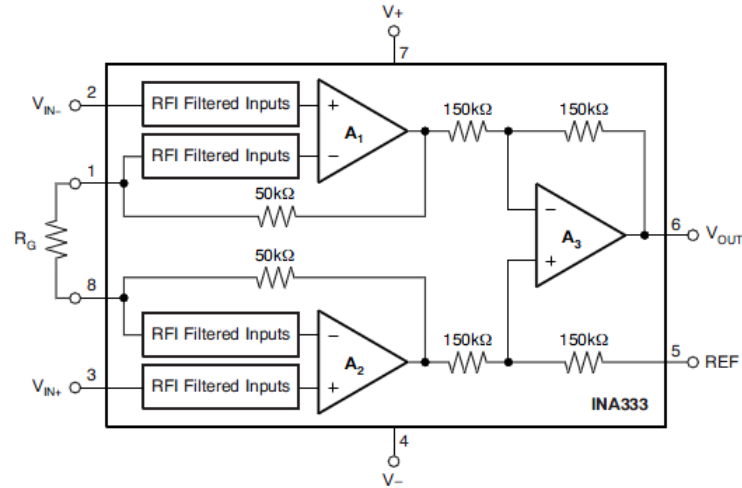


Figura 27 - Detalhe do amplificador de instrumentação INA333. (retirado de [58])

Escolhido o amplificador, prosseguiu-se para o cálculo da resistência para se obter o ganho pretendido. Segundo o que está presente na sua *datasheet*, este amplificador foi desenvolvido para apresentar uma equação de ganho que é padrão na indústria. Esta é então representada por:

$$G_{dif} = 1 + \frac{100k\Omega}{R_G} \quad (2)$$

Para decidir o ganho deste amplificador, teve-se então em atenção qual o ganho que mais se adequava para este. Este ganho deverá apresentar um valor reduzido para uma melhor CMRR para as frequências a que se estará a trabalhar. Verificando as características do amplificador, presentes na *datasheet*, estabeleceu-se então que o ganho deste amplificador seria de 5. Deste modo, podemos calcular o valor da resistência que regula o ganho do amplificador, R_G , que será necessário utilizar para se conseguir obter este ganho diferencial. Temos, pois:

$$5 = 1 + \frac{100 \times 10^3}{R_G} \quad \Leftrightarrow$$

$$\Leftrightarrow R_G = 25 \times 10^3 \Omega = 25k\Omega$$

Para se ter uma melhor ideia da influência de cada um destes módulos no sinal decidiu-se recorrer ao programa LTspice IV para se efetuar algumas simulações. Neste, desenhou-se então o circuito proposto, utilizando componentes com características idênticas às utilizadas. Na falta de se conseguir simular um sinal de ECG, colocaram-se duas fontes de sinal no seu lugar, em que uma gera a onda 1, que se apresenta como uma onda sinusoidal de amplitude

de $300\mu\text{V}$ e de frequência de 100Hz , e a onda 2, que se apresenta também com uma amplitude de $300\mu\text{V}$, mas apenas com uma frequência de 10Hz , estas duas ondas apresentam ainda um desfasamento de 90° entre si. Na figura 28 apresenta-se a representação destas ondas com a onda 1 a azul e a onda 2 a verde.

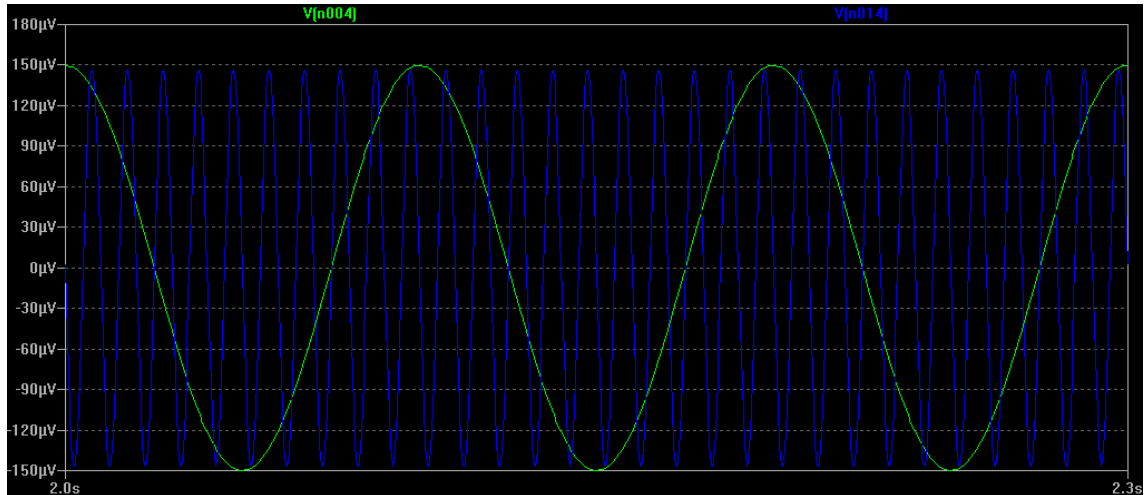


Figura 28 - Simulação 1. Sinais originais utilizados como fonte.

De seguida verificou-se a influência do sinal após este sair do amplificador de instrumentação. Tal como foi referido aqui já foi calculada, pelo amplificador de instrumentação, a diferença entre as duas ondas de entrada e como resultado temos agora apenas uma onda única, que apresenta características de ambas as ondas que a originaram e com uma amplitude superior devido ao ganho que sofreram sob a influência do amplificador. Verifica-se ainda que esta onda passa a variar, aproximadamente, entre $1,5738\text{mV}$ e $1,5726$, sendo a referência cerca de $1,573\text{mV}$.

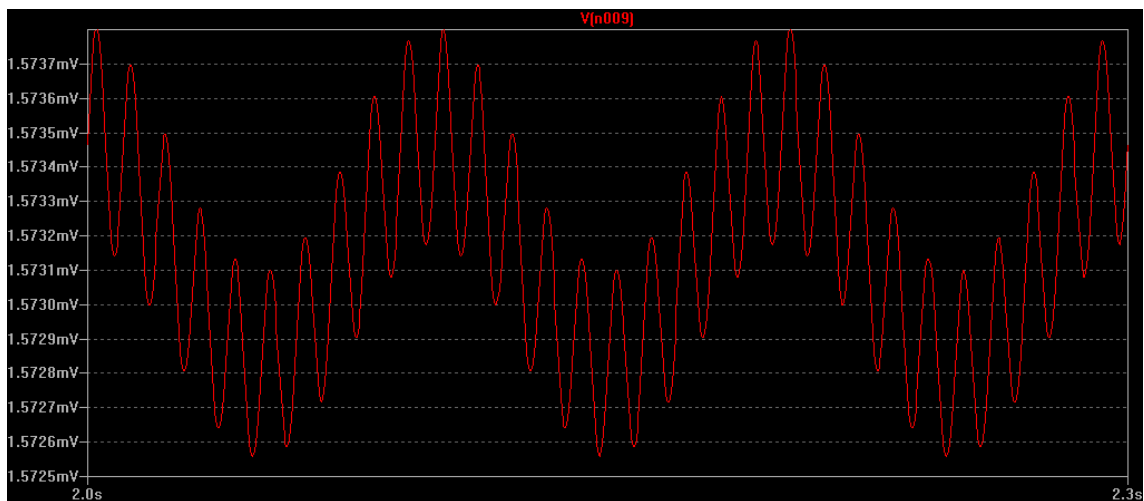


Figura 29 - Simulação 2. Efeito do amplificador diferencial nos sinais da fonte.

Circuito da referência da perna direita

Tal com já foi referido anteriormente, este módulo surge para melhorar o sinal analógico obtido pelos elétrodos, através do aumento do fator de rejeição do modo comum que, por sua vez, vai reduzir parte do ruído que está presente no sinal. O sinal de entrada deste módulo é o valor médio entre os dois sinais obtidos pelos elétrodos provenientes dos braços e vai ser realimentado no corpo do paciente, adicionando, assim, uma referência no corpo humano.

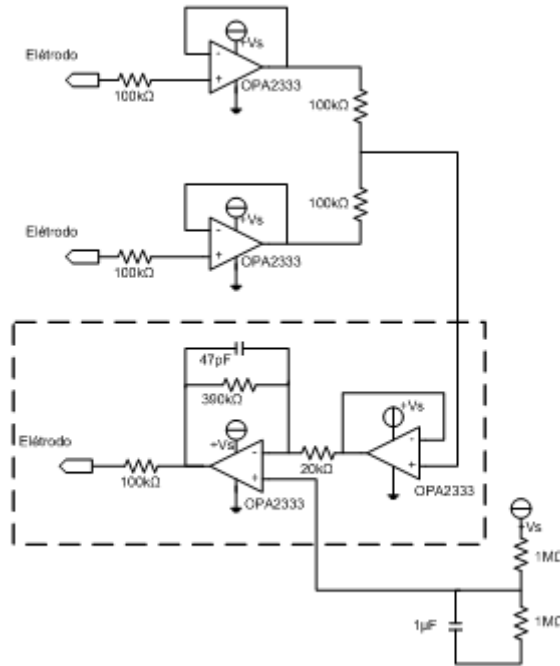


Figura 30 - Circuito do módulo de referência da perna direita.

Posto isto, voltou-se a efetuar a simulação do circuito para verificar o sinal à saída do amplificador de instrumentação, mas desta vez incluíram-se os efeitos da realimentação proveniente do circuito da perna direita. Verifica-se então que o sinal passa a variar entre os 3,39mV e os 3,350mV, esta diminuição da amplitude face ao sinal anterior deve-se à grande atenuação do modo comum, provocada pela inserção da referência do circuito no corpo humano, que se verifica num aumento da razão pela qual se aplica o circuito da perna direita.

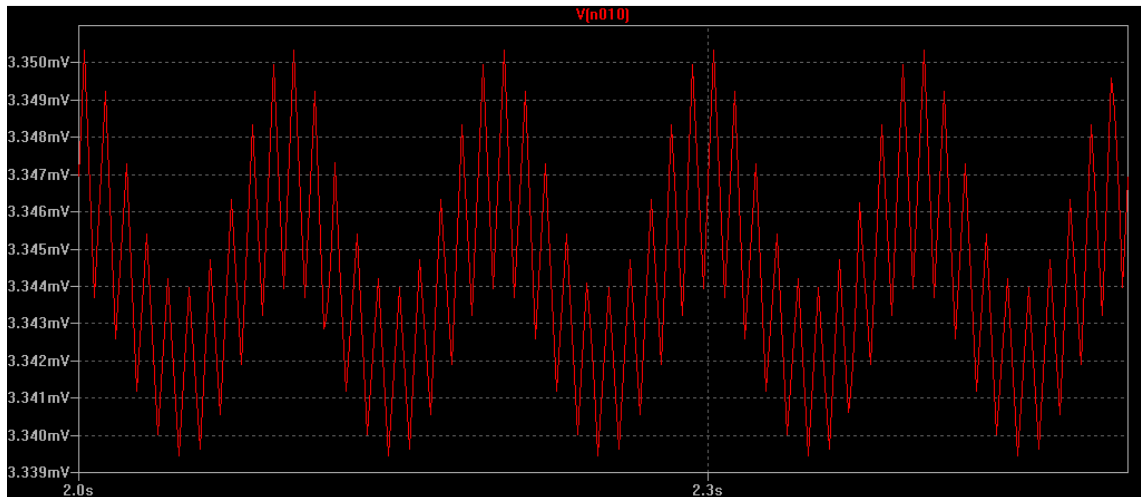


Figura 31 - Simulação 3. Efeitos no sinal da adição do circuito da perna direita.

Filtro passa-alto

Com a finalidade de remover a componente DC que não representa sinal, tal como foi referido, o circuito integra um filtro passa-alto, com uma frequência de corte de 150Hz, na configuração do servo DC. No entanto, no circuito apresentado, não aparece um filtro passa-alto propriamente dito, mas a junção de um um filtro passa-baixo e uma montagem inversora ligada à referência do amplificador de instrumentação para, deste modo, a componente DC do sinal seja removida. Deste modo, o sinal proveniente da saída do amplificador vai ser filtrado e apenas a parte do sinal com frequências inferiores à frequência de corte estabelecida é que vai entrar na referência do amplificador e vai ser retirada ao sinal. Assim, o sinal obtido novamente na saída do amplificador, será o sinal inicial menos a parte do sinal que é filtrado. Neste módulo está ainda presente um interruptor, através do qual o utilizador pode optar por ligar ou desligar este módulo e assim remover a componente DC ou manter o sinal em modo AC.

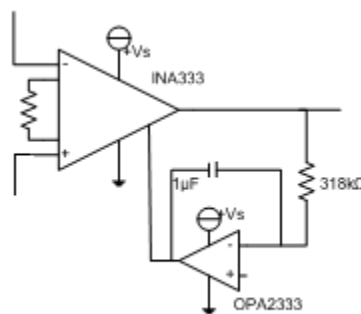


Figura 32 - Módulo do filtro passa-alto.

Para calcular a frequência de corte do filtro é utilizada a seguinte fórmula:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

Sabendo que $R=318k\Omega$ e que $C=1\mu F$, obtemos então uma frequência de corte de:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times 318 * 10^3 \times 1 * 10^{-6}} = 0,5005 \text{ Hz}$$

Deste modo obtém-se uma frequência de corte que elimina grande parte do ruído produzido por frequências baixas desnecessárias que estão localizadas abaixo da frequência do sinal de ECG.

Voltou-se então a recorrer às simulações efetuadas para verificar os efeitos da adição deste módulo. Ao observar a figura 33, verificou-se então que o valor de referência vai aproximar-se e estabilizar nos 1,5V, inicialmente encontra-se um pouco abaixo deste valor, mas por influência da realimentação adicionada por este módulo, o valor aumenta ligeiramente até que estabiliza e define o valor referência no valor já mencionado anteriormente. A amplitude do sinal também vai ser influenciada passando a variar entre os 1,4982V e os 1,5018V.

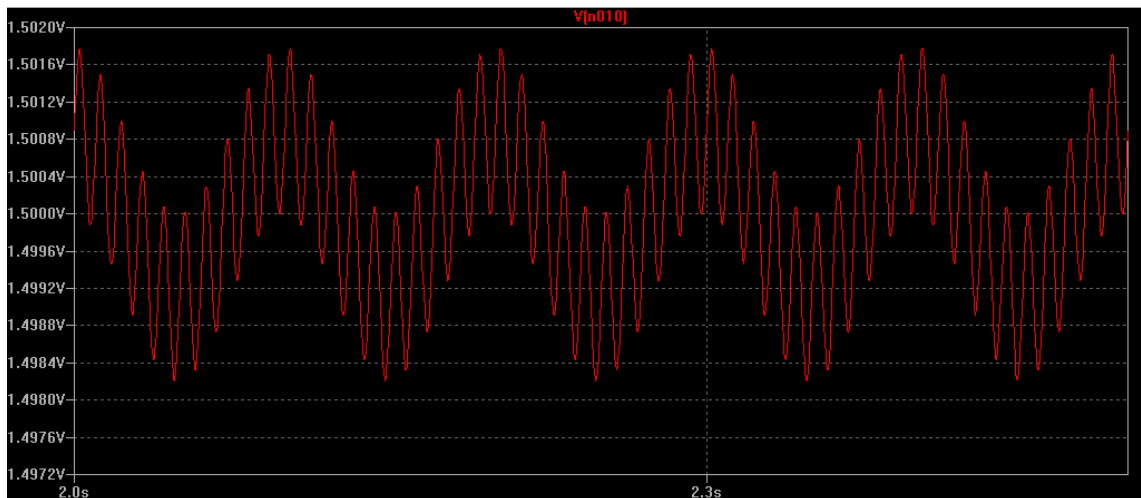


Figura 33 - Simulação 4. Efeitos da utilização do filtro passa-alto no sinal.

Amplificador de ganho elevado e filtro passa-baixo

Este módulo é, por sua vez, utilizado para amplificar o sinal com que estamos a trabalhar e para reduzir as interferências de frequências mais altas.

Utilizando novamente a fórmula já apresentada anteriormente para calcular a frequência de corte e estabelecendo os valores $R=1M\Omega$ e $C=1,06nF$, verificamos, pois, que:

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times 1 \times 10^6 \times 1,06 \times 10^{-9}} = 150,1462 \text{ Hz}$$

Face ao que já foi referido anteriormente, apercebe-se que a frequência de corte do filtro passa-alto (150Hz) é superior à frequência do sinal cardíaco (100Hz). Isto acontece na tentativa de evitar a deformação do sinal útil na banda de passagem [59]. Para calcular a variação máxima tolerável do ganho do filtro no espectro útil, ε_1 , temos a seguinte fórmula:

$$\left(\frac{F_h}{F_0}\right)^{2k} = 2\varepsilon_1 \quad (4)$$

Substituindo os valores conhecidos tempo então:

$$\varepsilon_1 = \frac{\left(\frac{100}{150}\right)^2}{2} = 0,22$$

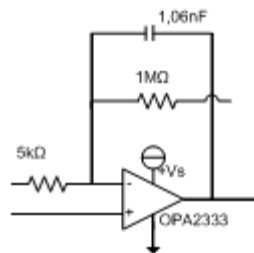


Figura 34 - Módulo do amplificador de ganho elevado e filtro passa-baixo.

Falta então determinar o ganho estático do amplificador, para tal, temos então a fórmula seguinte:

$$G_{OPA} = \frac{R_{14}}{R_{12}} \quad (5)$$

Substituindo os valores das resistências pelos apresentados no esquema, obtemos:

$$G_{OPA} = \frac{1 \times 10^6}{5 \times 10^3} = 200$$

Este ganho, tal como aconteceu com o ganho do amplificador de instrumentação, é um valor para o qual a performance do amplificador não sobre interferências. Ao mesmo tempo tem-se

também em atenção que o ganho total dos dois amplificadores será de 1000. Sabendo que $G_{dif} = 5$ e $G_{OPA} = 200$, podemos verificar que:

$$G_{TOTAL} = 5 \times 200 = 1000$$

Finalmente obteve-se a simulação de todo o circuito podendo ver os efeitos de todas as componentes no sinal original. O que começou como duas ondas de pequena magnitude apresenta-se agora como uma onda única filtrada e amplificada. Como produto final temos então uma onda que varia entre os 1,19V e os 1,81V, com uma referência na casa dos 1,5V.

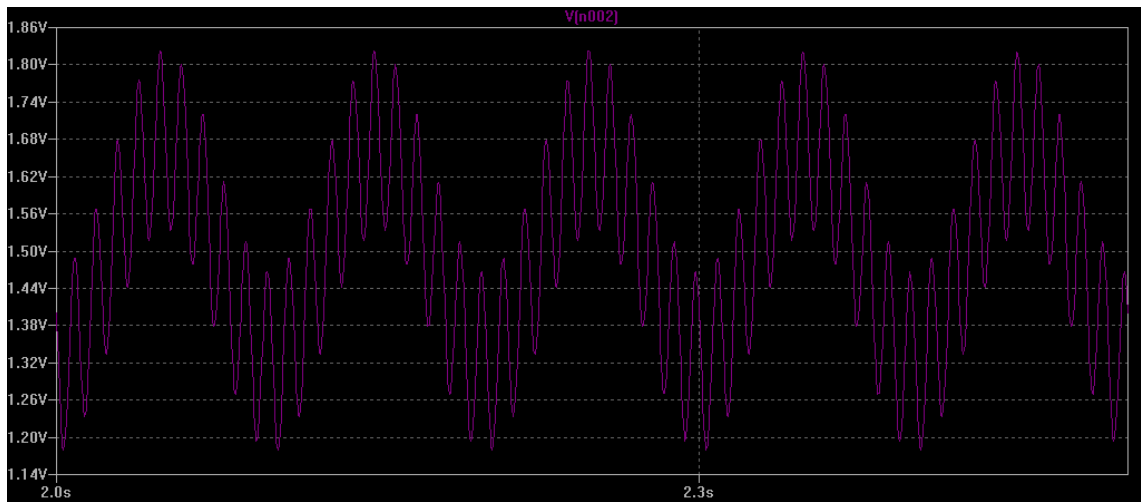


Figura 35 - Simulação 5. Sinal final, com os efeitos adicionais da aplicação do filtro passa-baixo e amplificador de ganho elevado.

O LTspice permite ainda desenhar o diagrama de Bode do circuito, como tal usamos esta ferramenta para verificar a resposta da frequência do sistema após sofrer a influência dos filtros aplicados neste. Tal como previsto podemos visualizar a influência do filtro passa alto, com uma frequência de corte de 0,5Hz, e do filtro passa-baixo, com a frequência de corte de 150Hz, constata-se também o decaimento de 20dB por década antes e após as frequências de corte. É ainda possível verificar que o ganho total é de aproximadamente 68dB na banda passante.

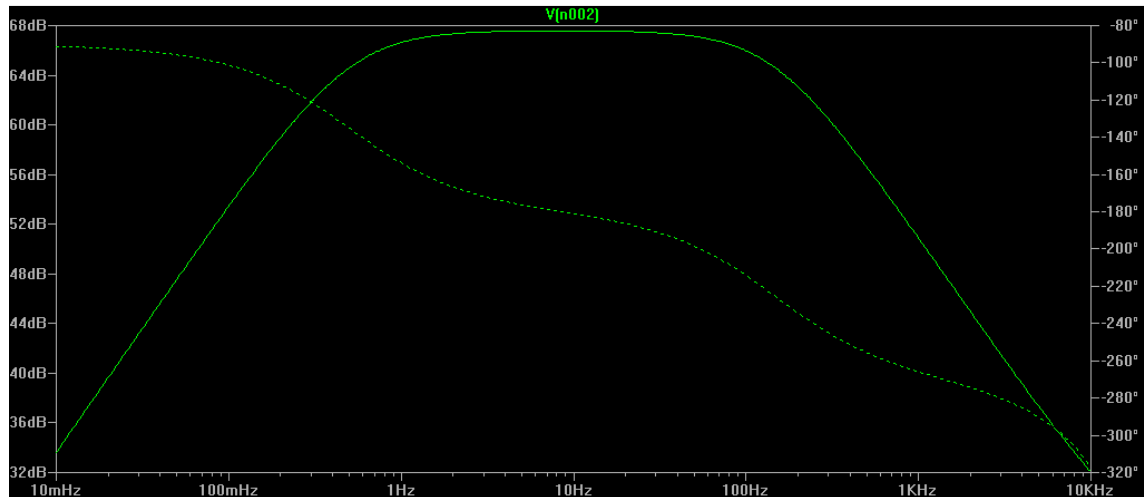


Figura 36 - Diagrama de bode do sistema. Apresentando a resposta de frequência e de fase do sistema e o efeito de todos os módulos deste.

Microprocessador CC430F6137

Tal como já foi referido anteriormente, será utilizado a mesma componente para efetuar a conversão do sinal analógico em sinal digital e posterior envio do mesmo através da antena. Como foi referido no capítulo 3, optou-se, neste trabalho, por utilizar o microprocessador CC430F6137 da Texas Instruments [60] que possui diversas características, segundo das quais se destacam algumas que vão ao encontro das características pretendidas em sistemas de aquisição de biopotenciais:

- Sistema on-chip para aplicações de comunicações *wireless* de baixo consumo
- Tensão de funcionamento variada: entre 1,8V e 3,6V
- Baixo consumo:
 - Modo ativo: 160 μ A/MHz
 - Modo standby (LPM3): 2,0 μ A
 - Modo off (LPM4): 1,0 μ A
 - Rádio: 15mA, 250 kbps, 915MHz
- Sistema e periféricos MSP430, dos quais se destacam:
 - Início em menos de 6 μ s a partir do modo de standby
 - Timer TA0 de 16 bits com cinco registos de captura/comparação
 - Hardware de relógio em tempo real
 - Conversor A/D de 12 bits com referência interna, sample-and-hold e autoscan
 - Multiplicador de hardware de 32 bits

- Núcleo de rádio RF Sub-1GHz de alta performance, idêntica ao CC1101, com bandas de frequências: 300MHz a 348MHz, 389MHz a 464MHz e 779MHz a 928MHz (frequência permitida na Europa - 868MHz)

Infelizmente, ao soldar o microprocessador, devido às dificuldades encontradas no método necessário para soldar microprocessadores QFN, a parte digital da placa PCB ficou danificada, não sendo possível a sua utilização. Como tal, e para dar uso aos recursos disponíveis, optou-se por se aproveitar a parte analógica da placa PCB e ligar a sua saída a um outro dispositivo idêntico, o EM430F6137RF900 [62]. Trata-se de um sistema, também desenvolvido pela Texas Instruments, que inclui o hardware necessário para o desenvolvimento de aplicações, utilizando a família de dispositivos CC430. Atualmente este kit vai na versão 3.1. De todas as suas características, a que se destaca mais é a existência de dois botões, o botão S1 para efetuar o reset da unidade e o botão S2 presente no pin P1.7 que, comparativamente à placa inicial, tornou-se uma mais-valia para o projeto, podendo utilizar-se este último como controlador para a iniciação e finalização das comunicações/aquisição de dados, tal como acontece no eZ430-Chronos.

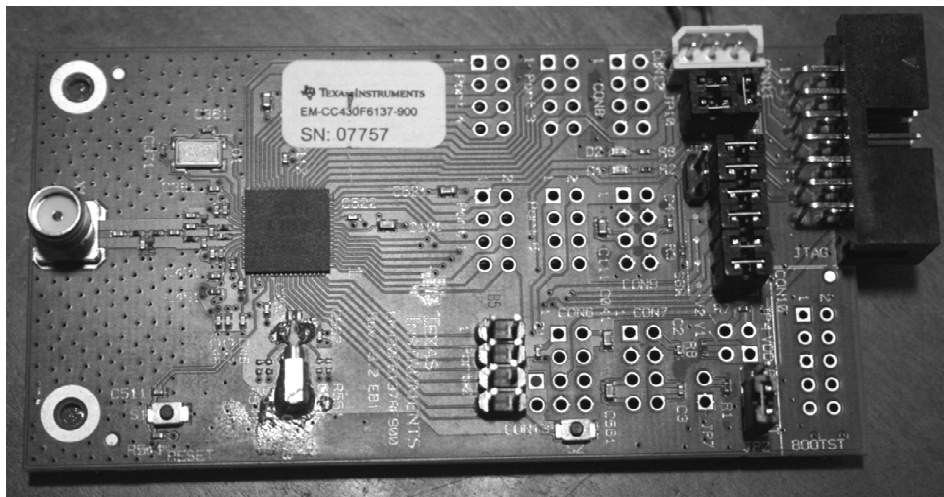


Figura 37 - Placa EM430F6137RF900.

6. Interface digital - Software

Concluída a etapa de estudo e desenvolvimento do *hardware* e, tomando como base de partida o trabalho já desenvolvido pela Texas Instruments no eZ430-Chronos, passou-se, em seguida, ao desenvolvimento do *software* responsável por colocar todo o sistema a efetuar a conversão dos dados e a enviá-los para o computador.

Para começar, efetuou-se uma análise à construção do firmware presente no eZ430-Chronos. A sua principal característica é que este está agrupado em diversos módulos, o que possibilita e facilita a reutilização dos mesmos durante todo o processo de funcionamento do relógio. Este está ainda estruturado em dois níveis de processamento: um de primeiro plano, associado a rotinas de interrupções de serviço para monitorização de hardware periférico, e outro de segundo plano, associado à implementação de ações requeridas tanto pelo hardware como pelas camadas de *software* intermédias. Neste último, a interação entre as camadas é efetuada através de partilha de dados e flags de sinalização. Na figura seguinte está representada a estrutura do firmware presente no eZ430-Chronos. Podemos verificar que o sistema alterna entre dois modos: quando a ligação SimpliciTI não está estabelecida, onde corre o main loop, colocando o sistema em modo de baixo consumo de energia e são efetuadas, periodicamente, tarefas agendadas, e quando a ligação está estabelecida, onde estão ativadas as funções específicas de comunicação simpliciTI. Na figura seguinte podemos verificar estes dois modos de funcionamento:

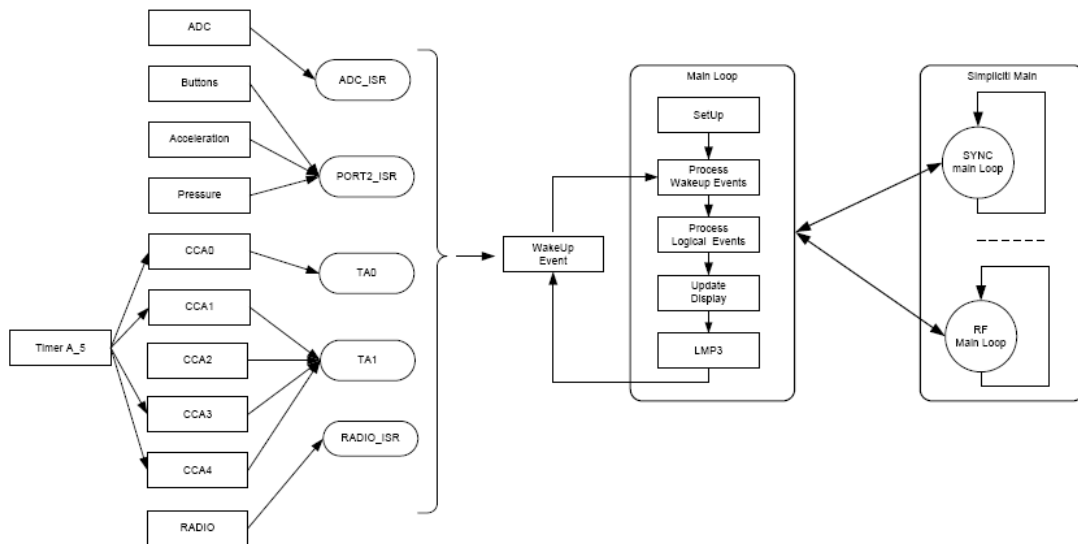


Figura 38 - Estrutura do firmware do eZ-Chronos.

6.1 Comunicação do protocolo SimpliciTI

Tal como já foi referido anteriormente, utilizou-se, neste trabalho, o protocolo SimpliciTI presente no eZ430-Chronos. Como referência teve-se em atenção o módulo existente no trabalho da Texas Instruments, o eZ430-Chronos, que faz uso deste protocolo e já apresenta o *software* desenvolvido e que pode ser a, com alguma facilidade, noutras aplicações.

O SimpliciTI pode, tal como já mencionado, apresentar-se dois tipos de topologia: peer-to-peer e em forma de estrela. Neste trabalho, usando os três módulos originalmente pensados, a topologia utilizada seria em forma de estrela. No entanto, estando ainda só a trabalhar com dois dos módulos, trata-se de uma topologia peer-to-peer entre a placa PCB do ECG e o

access point. A placa PCB do ECG trata-se de um end device e pode ainda ser classificada como um TX-only device, ou seja, dispositivo somente de transmissão, pois as comunicações efetuadas por este são unidirecionais no sentido da placa PCB do ECG para o access point [66].

Tal como acontece em todas as comunicações, o envio de dados é realizado em pacotes. No caso do SimpliCI, este pacote é constituído por: 4 bytes introdutórios; 4 bytes de sincronização; 1 byte de comprimento, para questões de compatibilidades; um campo de endereço de 1 byte, para identificar dispositivo de transmissão; com um tamanho de 16 bytes, os dados que se pretendem enviar, provenientes do ADC (12 para dados de rede e 4 para dados do utilizador); e 2 bytes CRC, para verificação de redundância.

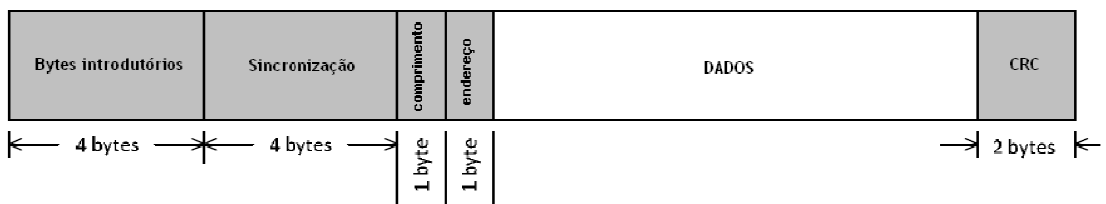


Figura 39 - Pacote de envio de dados no protocolo SimpliCI. Constituído por: 4 bytes introdutórios; 4 bytes de sincronização; 1 byte de comprimento; um campo de endereço de 1 byte; 16 bytes de dados que se pretendem enviar e 2 bytes CRC.

No eZ430-Chronos, a comunicação inicia-se com pressionar do botão “down”, correspondente ao porto P2.0, neste trabalho fizeram-se então as alterações necessárias para substituir este botão S2, no porto P1.7, do PCB tal como já referido anteriormente. Assim, após pressioná-lo, tal como já foi explicado previamente, o sistema vai então iniciar a conversão dos dados analógicos e, caso a ligação deste com o Access Point presente no computador tenha sido estabelecida, vai dar início à transmissão dos dados armazenados no buffer circular. Na figura 40 está representada a ordem de eventos e a correlação entre o buffer e a transmissão de dados.

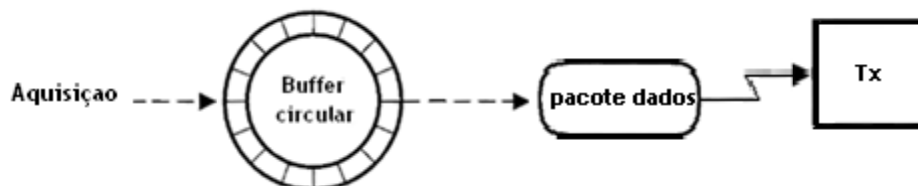


Figura 40 - Ordem de eventos no envio de dados.

Na figura 49 temos a representação de todo o processo de comunicação. Novamente, o sistema encontra-se em modo LPM e, com o pressionar do botão, este vai sair deste estado e iniciar a rotina do SimpliciTI. O sistema tenta assim estabelecer a comunicação peer-to-peer com o access point. Caso o sistema não consiga estabelecer a ligação, o sistema retorna novamente ao estado LPM. Caso a ligação seja estabelecida, a rotina de envio de dados entra em loop e estes vão ser continuamente recolhidos do buffer e enviados para o access point. Para terminar este processo manualmente, basta pressionar o botão uma segunda vez para este terminar as rotinas que estão a ser executadas e voltar ao estado LPM.

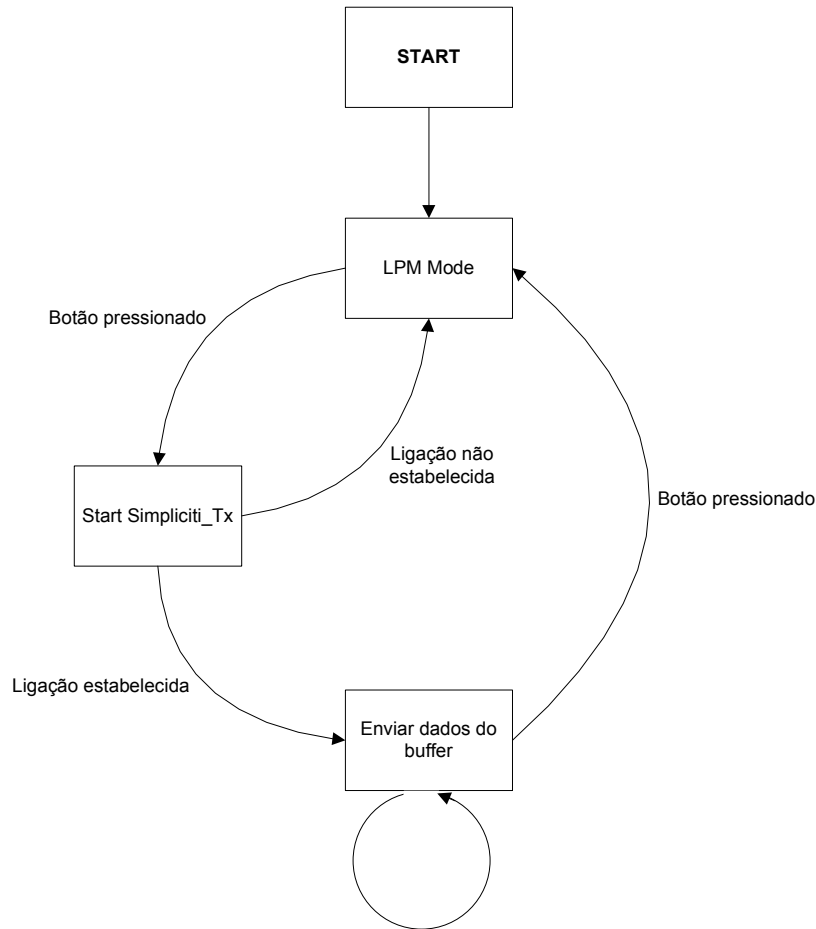


Figura 41 - Processo de comunicação.

6.2 Configuração da conversão analógica-digital

Tal como foi referido anteriormente, o microprocessador CC430F6137 possui um conversor analógico-digital de 12 Bits, que interage com alguns dos módulos de *firmware* existentes e que vai ter o papel essencial nesta etapa. Tendo em conta esta organização modular praticada no *firmware* do eZ430-Chronos, decidiu-se adicionar um novo módulo a que se deu o nome de "Signal Aquisition". Aqui foram colocadas todas as funções necessárias para

inicializar a aquisição do nosso sinal e, tal como já acontece com a restante parte do código, está interligado com os restantes módulos, na figura seguinte temos representado este novo módulo e as suas respetivas inter-relações com os restantes módulos.

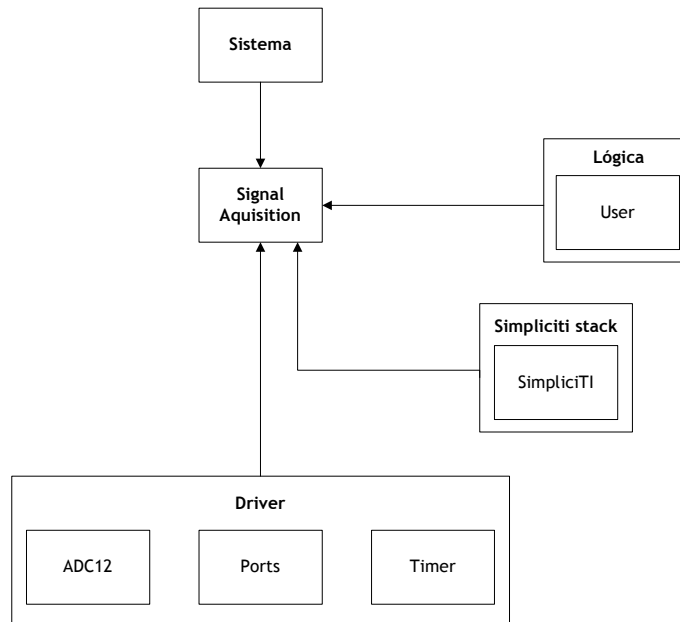


Figura 42 - Módulo Signal Acquisition. Representação do novo módulo e respetivas interligações com os restantes módulos presentes.

Posto isto, este módulo de aquisição irá funcionar de uma maneira bastante simples. Logo após todo o sistema se inicializar, este entra no estado de consumo de energia LPM (do inglês, *Low Power Mode*). Para enviar o comando para este sair deste estado de baixo consumo e iniciar o processo de aquisição de dados, como a comunicação *wireless*, tal como já foi referido anteriormente, optou-se por utilizar o botão S2 presente na placa EM430F6137RF900 que, quando pressionado uma vez, inicia as rotinas de aquisição de dados e estabelecimento de comunicação. O sistema continua a executar estas rotinas até o botão seja pressionado, caso isto se verifique, a rotinas que está a executar são terminadas e o sistema retorna para o estado LPM. Na figura seguinte mostra, em pormenor, o botão colocado na placa PCB.

O microprocessador vai sair do estado de LPM e o ADC12 vai começar a conversão dos dados que estão a ser obtidos no momento pelo circuito e, por sua vez, vai armazenar os resultados à espera que sejam transmitidos. Como o tempo de envio é bastante superior ao tempo de aquisição de dados, teve-se de arranjar uma forma de os dados serem armazenados, enquanto a rotina de envio estava a ser executada. Para tal fim, usou-se um buffer circular, pois este é uma estrutura capaz de guardar, de forma ordenada, em cada endereço da memória um dado [63]. Os dados vão chegando continuamente e, cada vez que aparece um dado novo, este é guardado num endereço seguinte. Estes dados são também recolhidos depois na mesma ordem pela qual são guardados. No caso do endereço limite ser atingido, o dado seguinte vai

ser armazenado novamente no primeiro endereço, contando que este esteja vazio. Na figura seguinte está representado modo de funcionamento geral de um buffer circular.

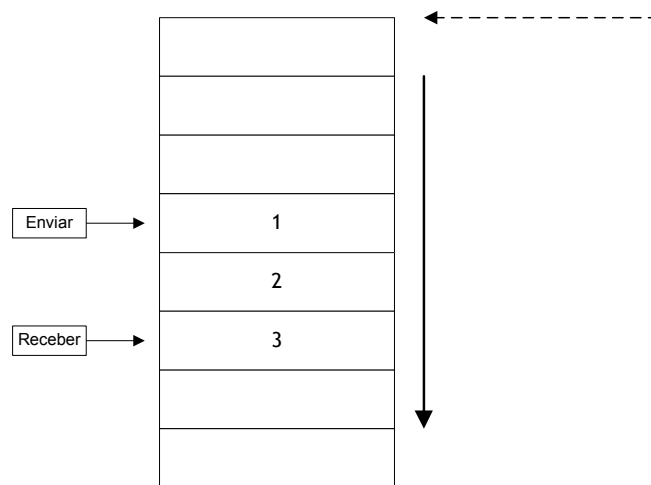


Figura 43 - Buffer circular. Representação do armazenamento e envio de dados contidos no buffer.

Na figura seguinte está representada a esquematização de todo o processo de conversão de dados analógicos e processamento dos mesmos depois de digitalizados.

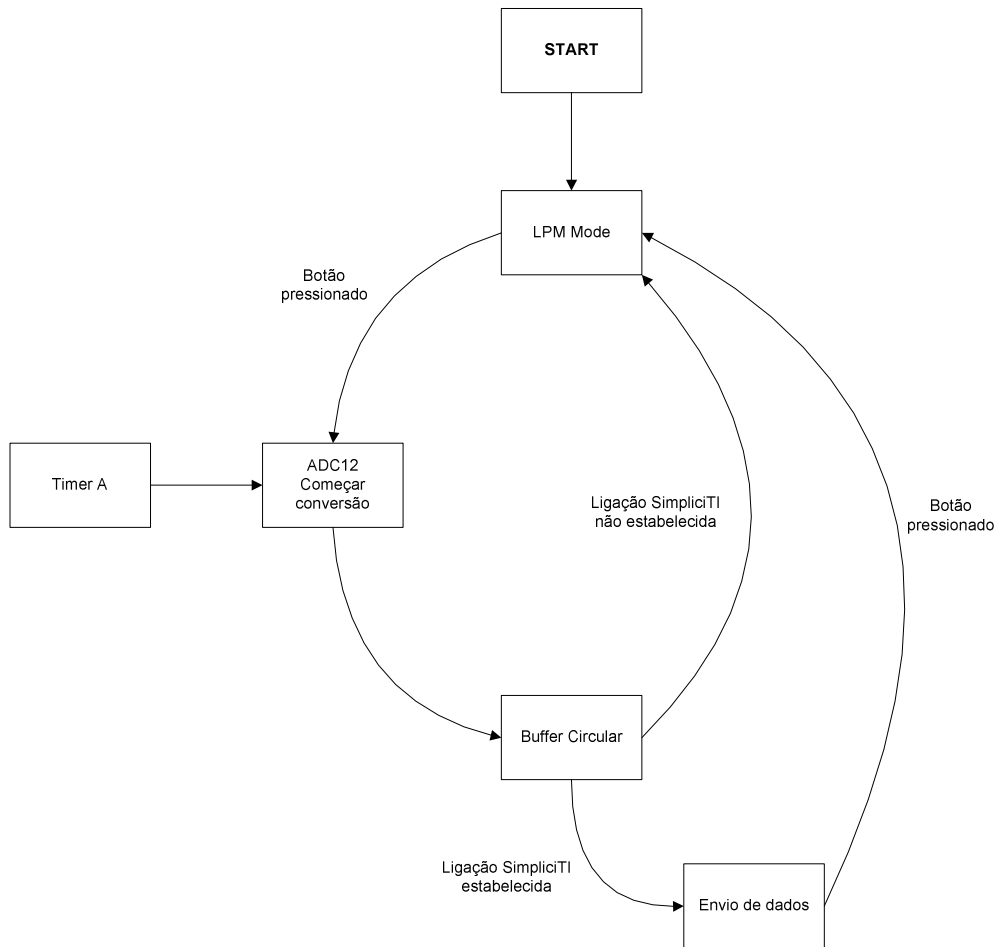


Figura 44 - Esquematização do processo de conversão de dados analógicos e processamento dos mesmos depois de digitalizados.

Quanto à configuração do ADC consultou-se os registos presentes no *user guide* do microprocessador [60] e seleccionou-se o modo de conversão única de apenas um canal, onde a fonte de amostragem seria o TA0CCR1 do timer A e a referência seria o vcc, ou seja, 3.3V. Face às alterações existentes na nova placa, seleccionou-se também o canal de entrada A0 presente no porto P2.0.

Para determinar a frequência de amostragem recorreu-se ao teorema de Nyquist que, tal como referido anteriormente, determina que o este valor é o dobro da frequência do espectro do sinal, contando que a largura de banda esteja perfeitamente limitada, ou seja, o dobro do valor do filtro passa-baixo, temos pois:

$$F_{amostragem} = 2 \times 150 = 300Hz$$

Assim temos que a frequência de amostragem mínima necessitará de ser de 300Hz. No entanto, como o corte em frequência do filtro não é vertical, ou seja, o sinal vai ser

gradualmente atenuado, optou-se por alargar o espectro de amostragem. Como a frequência de transmissão máxima que se consegue atingir, a trabalhar na banda de 868Hz e a uma velocidade de 250kbps, é de 500Hz, optou-se definir este valor como a frequência de amostragem. Deste modo, o espectro de amostragem ficou também alargado para os 250Hz. Posto isto, ao configurar os timer A, optou-se por utilizar o ACLK (auxiliary clock) como fonte de sinal, que estava previamente configurado para funcionar a aproximadamente 32KHz. Como modo de controlo do timer escolheu-se o modo up, onde o timer efetua contagens crescentes e continuas até TA0CCR0 e definiu-se o modo de output como set/reset, onde este é definido quando atinge o valor de TA0CCR1 e reiniciado quando atinge o valor de TA0CCR0. Na figura seguinte está representada a forma de funcionamento do timer com as opções escolhidas.

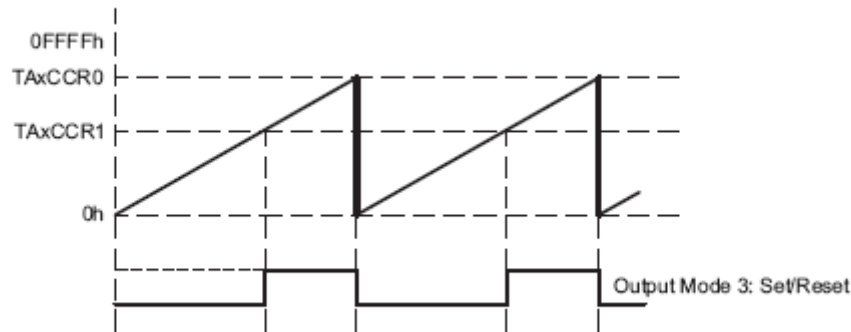


Figura 45 - Funcionamento do Timer A0. Em modo up e modo de output de set/reset.

Após escolher a fonte de sinal foi então necessário calcular o valor de TA0CCR0 e definir TA0CCR1 para termos a frequência desejada de 1KHz de frequência de amostragem, para tal utilizamos a seguinte fórmula:

$$f_{amostragem} = \frac{f_{ACLK}}{TA0CCR0 + 1} \quad (6)$$

Resolvendo então a equação em ordem a TA0CCR0 obteve-se então:

$$TA0CCR0 = \frac{f_{ACLK}}{f_{amostragem}} - 1$$

Por fim, substituindo valores, obteve-se:

$$TA0CCR0 = \frac{32768}{500} - 1 \cong 66$$

Para determinar o valor o valor de $TAOCCR1$, optou-se por este assumir metade do valor de $TAOCCR0$, tendo portanto:

$$TAOCCR1 = \frac{TAOCCR0}{2} = 33$$

6.3 Configuração da receção de dados através do Access Point

Tal como já referido anteriormente, para se receber dados enviados pelo dispositivo de ECG, foi utilizado-se o Access Point fornecido no kit do eZ430-Chronos que já vem programado para estabelecer ligações com o protocolo SimpliTI. No entanto, o programa fornecido pela Texas Instruments para trabalhar com o eZ430-Chronos e com o Access Point, o SimpliTI Control Center, não fornecia as características necessárias para apresentar os dados obtidos pelo eletrocardiógrafo. Como tal optou-se por utilizar a ferramenta de desenvolvimento de aplicações de open source, o Processing. Este foi criado em 2001 e trata-se de um programa que inicialmente se destinava à introdução à linguagem de programação tendo sido inicialmente desenvolvido para servir de sketchbook de *software* e para ensinar os ensinamentos básicos de programação computacional.

O processing vai ser responsável por correr o programa responsável pela inicialização, através de *software*, do Access Point, da receção, do armazenamento dos dados e da representação gráfica dos mesmos, numa tela também desenhada pelo programa.

Determinando a sua finalidade, optou-se por se inspirar no trabalho previamente realizado pelos professores Dr. Bruno Ribeiro e Dr. António Espírito Santo, um Teaching Room para a Texas Instruments sobre as aplicações do eZ430-Chronos, que já efetuava grande parte dos comandos que pretendíamos para a realização deste trabalho. Como tal, este *software*, depois de inicializado, irá criar uma nova janela com o desenho gráfico onde os dados serão apresentados. Ao mesmo tempo irá verificar se o Access Point está devidamente conectado entre as portas COM0 e COM9 do USB do computador, caso tal não se verifique aparecerá o aviso “A procurar Access Point” tal como pode ser visualizado na figura seguinte.

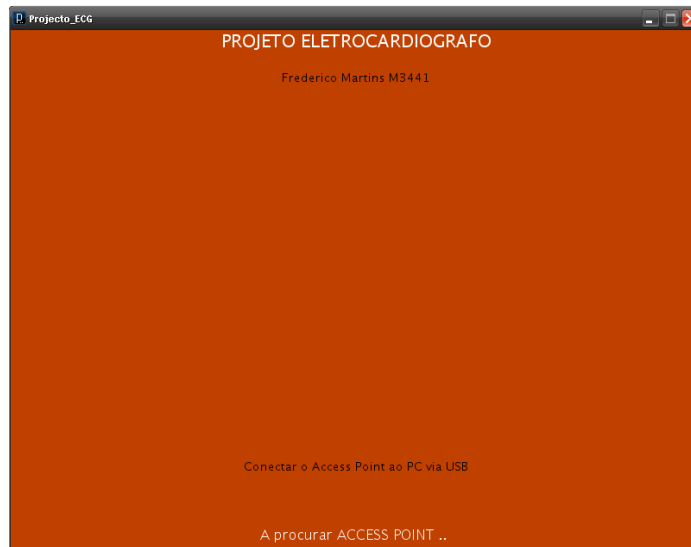


Figura 46 - Funcionamento do processing. Caso o Access Point não seja detetado, o ecrã mostra o aviso “A procurar ACCESS POINT”.

Caso se verifique a presença deste desaparece este aviso e é desenhada uma grelha nesta nova janela, determinado que o Access Point está devidamente conectado e pronto para ser inicializado pelo utilizador.

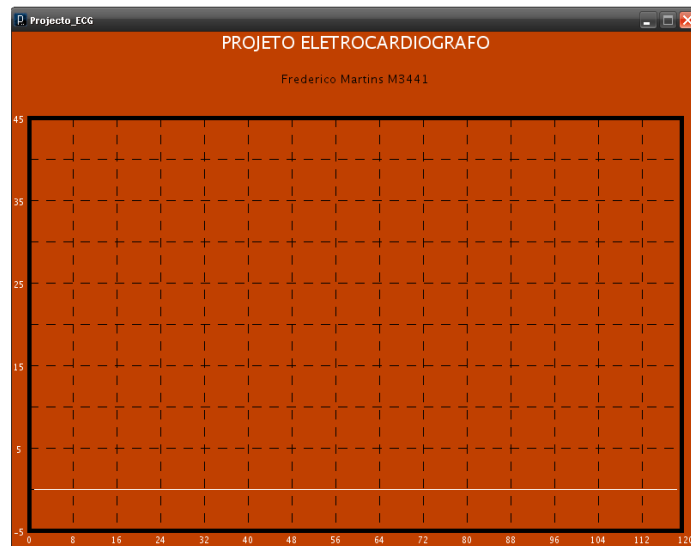


Figura 47 - Funcionamento do processing. Após detetado o access point, a grelha é desenhada e o programa está pronto a iniciar a receção e apresentação de dados.

Para da então início ao access point, basta então pressionar a tecla “S” do teclado do computador, assim o Processing irá apresentar o aviso “get_spl_data: Access Point

Inicializado. Iniciar comunicação.” que determina a inicialização do Access Point ficando este capaz de estabelecer uma ligação com dispositivos que se encontrem na proximidade. De seguida pressiona-se o botão S2 da placa PCB para iniciar também a ligação deste dispositivo com o access point. Após a ligação estar devidamente realizada, inicializar-se-á automaticamente a receção de dados e estes são demonstrados no gráfico já desenhado anteriormente e, ao mesmo tempo, são armazenados num ficheiro denominado “data.txt” para possibilitar acessos posteriores aos mesmos. Caso se pretenda terminar todo este processo será então apenas necessário pressionar a tecla “P”.

7. Trabalho experimental

7.1 Verificação da operacionalidade do sistema

Após a conclusão da preparação de todo o trabalho, tanto na parte de hardware, como de software, realizaram-se alguns testes para verificar se todo o sistema está funcional. Assim, recorreu-se a um potenciómetro, com a finalidade de confirmar previamente se tudo estava funcional, principalmente a nível das comunicações a nível da placa EM430F6137R900.

Logo à primeira vista verificou-se que a velocidade de receção de dados efetuada pelo Access Point apenas estava a funcionar a uma frequência de cerca de 60Hz o que, comparado com a frequência de amostragem definida no ADC de 500KHz, se apresentava bastante inferior ao pretendido, o que originava uma enorme perda de dados. Para tentar colmatar então este problema houve necessidade de aceder ao software existente no CC1111 para alterar as configurações deste.

Resolvido este problema, detetou-se também que a placa apenas estava a enviar dados a uma frequência de cerca de 250Hz. Neste caso, a perda de dados já não era tão acentuada, mas, tal como já referido anteriormente, a frequência determinada deveria rondar os 500KHz. Para se conseguir obter esta frequência teve-se de alterar as configurações de envio de dados, a fim de se conseguir atingir a frequência máxima de envio. Após estas alterações conseguiu-se atingir a pretendida frequência de 500Hz.

Estando os problemas na comunicação ultrapassados, verificou-se novamente todo o sistema. Como não foram detetados mais problemas prosseguiu-se, assim, para a aquisição do sinal de ECG.

7.2 Resultados experimentais

Primeiramente, efetuou-se montagem do sistema. Tal como referido anteriormente, teve-se de se ligar a saída do circuito analógico da placa PCB do ECG ao porto (P2.0) da placa EM430F6137RF900. Estando tudo pronto, tentou-se, assim, adquirir um sinal de ECG.

Colocaram-se os eléctrodos nos seus devidos locais, braços e perna. E iniciou-se o processo de aquisição e envio dos dados. No final, utilizaram-se os dados guardados no ficheiro data.txt para desenhar, no Excel, o sinal adquirido. Após algumas tentativas o resultado que se obteve foi o seguinte:

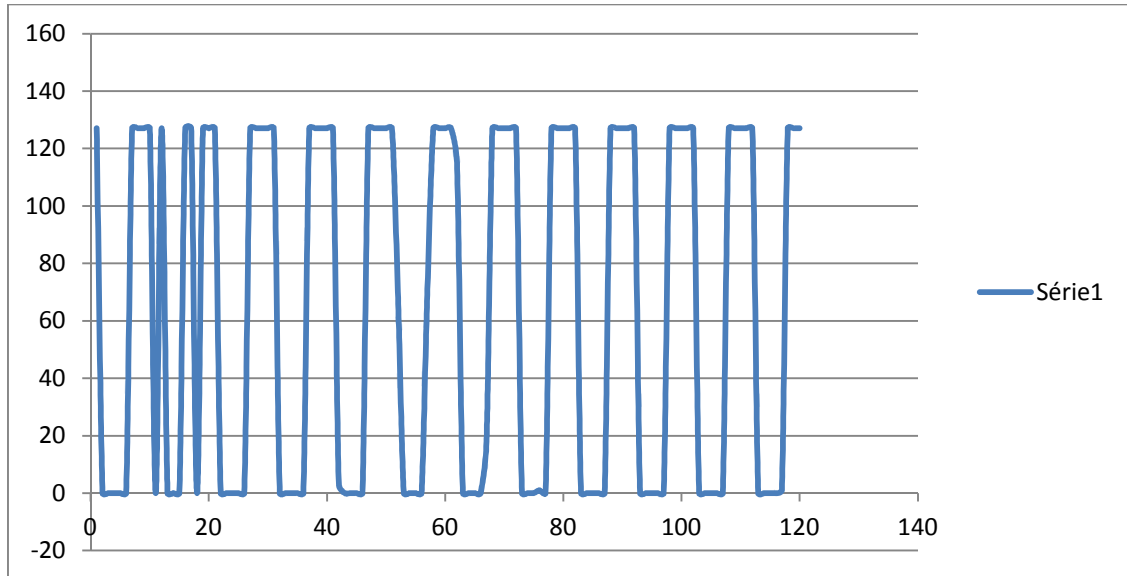


Figura 48 - Resultados 1. Dados adquiridos e transmitidos via wireless.

Facilmente se apercebe, o sinal que se tinha adquirido não apresentava qualquer característica de um sinal comum de ECG. Posto isto, com o auxílio de um osciloscópio digital, verificou-se ainda o sinal à saída do circuito para tentar-se perceber a principal origem do problema, se da parte analógica, se da parte digital. Obteve-se o seguinte resultado:

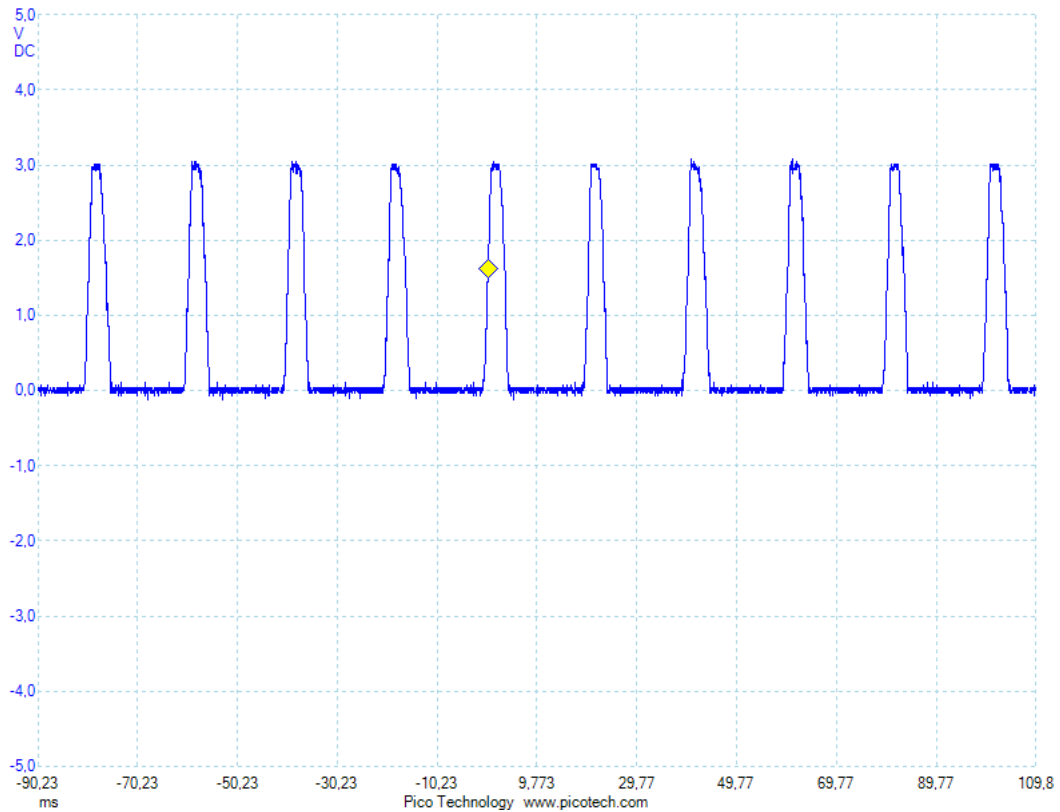


Figura 49 - Resultados 2. Sinal obtido no final do circuito de ECG.

8. Discussão e conclusões

Esta dissertação teve como objetivo apresentar um sistema *wireless*, capaz de registrar um sinal de ECG em tempo real que, posteriormente, possa ser utilizado tanto para monitorização do biossinal dos pacientes. Desenvolveu-se um circuito de amplificação de biossinais e realizaram-se os trabalhos necessários para a transmissão do sinal via *wireless*. Deste modo, conseguiu-se desenvolver uma rede capaz de adquirir, amplificar, digitalizar e transmitir um biopotencial gerado pelos batimentos cardíacos.

Ao olhar para os resultados facilmente se percebe que os resultados não foram os mais satisfatórios. Comparando a Figura 16, referente ao sinal típico de ECG, com o da Figura 48, sinal obtido, nota-se uma grande diferença nos sinais, concluindo-se que a aquisição do sinal não correu com o desejado. Ao estudar o sinal obtido, verifica-se que o sinal obtido tem uma frequência de aproximadamente 50Hz e que parte do sinal é eliminada, tanto acima dos 3V e abaixo dos 0V, do qual se pode concluir que existe uma saturação do sistema. A causa concreta deste problema é, no entanto, desconhecida.

Desconhecendo a verdadeira causa deste resultado, podemos apenas inferir e apresentar algumas possibilidades. Para começar, embora se tenha já tentado verificar sem êxito, pode-se colocar a hipótese que algumas das componentes podem estar danificadas ou mal soldadas. Caso isto esteja a acontecer, é provável que esteja a provocar o mau funcionamento do módulo a que pertencem o que, por sua vez, acaba por não se efetuar totalmente todo o trabalho de tratamento do sinal necessário para uma boa aquisição.

Recuando, e olhando para toda a revisão teórica apresentada neste trabalho, pode-se inferir algumas das causas de os resultados não terem sido os melhores. Nomeadamente a escolha dos filtros que podem não estar a efetuar um corte incorreto do sinal, provocando interferências. Nomeadamente, as interferências podem não ter sido totalmente eliminadas, nomeadamente a interferência da rede elétrica de 50Hz que estão presentes no espectro útil do sinal.

No entanto, nem tudo é negativo. Com estes resultados, pode concluir-se que toda a parte digital do dispositivo está funcional e é capaz de fazer a aquisição de dados corretamente. Ao verificar os resultados, é perceptível que, tanto a amostragem do sinal, como o envio dos dados, estão a funcionar corretamente. Conclui-se ainda que o dispositivo está funcional e a trabalhar corretamente e que, grande parte da razão de o sinal obtido não ser o pretendido, reside na parte analógica do dispositivo.

9. Trabalhos futuros

Este trabalho abre as portas para uma panóplia de possibilidades que permitem dar continuidade a este, que vão desde o melhoramento do sistema à adição de novas ideias para este.

Inicialmente, seria importante descobrir-se quais as causas concretas para este sistema não estar responder de forma desejada. Após estas serem descobertas, tentar-se eliminá-las ou, pelo menos, reduzir as consequências destas.

Seria também importante realizar algumas atualizações à placa PCB do ECG. Tal como já referido anteriormente, durante o trabalho verificou-se a falta de um botão no projeto original da placa que foi colmatado pelo uso da placa PCB EM430F6137RF900. Outra ideia que surgiu durante a realização do trabalho foi realizarem-se também alterações à forma de construção da placa PCB. Tal como descrito, tanto a parte de aquisição do sinal analógico, como a parte de processamento digital, estavam localizadas na mesma placa. Para abrir a possibilidade de inclusão de outros sensores, seria aconselhável separar a parte digital da parte analógica, ficando-se com dois módulos separáveis, possibilitando assim a troca do módulo analógico, neste caso do ECG, por outro módulo de aquisição de um sinal biológico

diferente, evitando-se a necessidade de se desenvolver um módulo digital especificamente para cada sensor.

Depois de efetuadas as devidas atualizações ao hardware seria aconselhável que o trabalho seguisse duas direções: melhorar a qualidade dos resultados, aplicando formas de tentar remover o ruído e interferências que o sinal atualmente apresenta, e continuar o desenvolvimento do sistema inicialmente proposto, onde ficou por desenvolver o módulo de apresentação de dados móvel. Quanto ao desenvolvimento do módulo de apresentação de dados móvel, o trabalho consistiria em programar o eZ430-Chronos para ser capaz de receber dados enviados pela placa PCB do ECG ou pelo computador, para seguidamente ser calculado o valor de batimentos por minuto e este ser apresentado no display do relógio.

Bibliografia

- [1] H. Ren, M. Meng, X. Chen “Physiological Information Acquisition through Wireless Biomedical Sensor Networks” *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Information Acquisition*, June 27 - July 3, 2005, Hong Kong and Macau, China, pp.483-488
- [2] A. Rodryguez, J. L. Villalar, M. T. Arredondo, M. F. Cabrera, F. Del Pozo, “Transmission Trials with a Support System for the Treatment of Cardiac Arrest Outside Hospital,” *Journal of Telemedicine and Telecare*, 7, Suppl. 1, September 2001, pp. 60-62
- [3] V. Anantharaman, Lim Swee Han, “Hospital and Emergency Ambulance Link: Using IT to Enhance Emergency Pre-Hospital Care,” *Int. J. of Medical Informatics*, 61, 2-3, May 2001, pp. 147-161
- [4] J. Reponen, E. Ilkko, L. Jyrkinen, O. Tervonen, J. Niinimski, V. Karhula, A. Koivula, “Initial Experience with a Wireless Personal Digital Assistant as a Teleradiology Terminal for Reporting Emergency Computerized Tomography Scans,” *Journal of Telemedicine and Telecare*, 6, 1,2000, pp. 45-49
- [5] R. Butera, C. Locatelli, C. Gandini, G. Minuco, M. C. Mazzoleni, A. Giordano, M. Zanuti, C. Varango, V. Petrolini, s. M. Candura, L. Manzo, “Strumenti Telematici per Attivitii di Tossicovigilanza. Applicazioni Nella Gestione Sanitaria degli Incidenti Chimici Rilevanti” *Giornale Italiano di Medicina del Lavoro ed Ergonomia*, 19,2, April-June 1997, pp. 42-49
- [6] H. Murakami, K. Shimizu, K. Yamamoto, T. Mikami, N. Hoshimiya, K. Kondo, “Telemedicine Using Mobile Satellite Communication,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 41, 5, May 1994, pp. 488-497
- [7] B. K Stewart, S. J. Carter, J. N. Cook, B. S. Abbe, A. H. Pinck, Rowberg, “Application of the Advanced Communications Technology Satellite to Teleradiology and Real-Time Compressed Ultrasound Video Telemedicine,” *Journal of Digital Imaging*, 12, 2, May 1999, pp. 68-76
- [8] Y. Samiotakis, G. Losquadro, F. Spataro, “Network of Integrated Vertical Medical Services Using Advanced Mobile Satellite Communication,” *Fourth European Conference on Satellite Communications*, Rome, Italy, November 1997
- [9] A. Pitsillides, G. Samaras, M. Dikaiakos, K. Olympios, E. Christodoulou, “DITIS: Collaborative Virtual Medical Team for Home Healthcare of Cancer Patients,” *Conference on the Znformation Society and Telematics Applications*, Catania, Italy, 1999

- [10] J. Reponen, J. Niinimäki, A. Holopainen, P. Järtti, E. Ilkko, A. Karttunen, T. Kumpulainen, O. Tervonen, E. Paakko, "MOMEDAA Mobile Smartphone Terminal for DICOM Images and Web-Based Electronic Patient Data," *J. of Telemedicine and Telecare*, 6, 1, 2000, pp. 45-49
- [11] D. M. Goussal, "WAN Design Options for Rural Schools and Paramedical Service," Global Networking 97, Calgary, Alberta, Canada, June 1997
- [12] J. Finkelstein, G. Hripcsak, M. Cabrera, "Telematic System for Monitoring of Asthma Severity in Patients' Homes," *Medinfo*, 9, Pt. 1, 1998, pp. 272-276
- [13] Y. Lin, I. Jan, P. Ko, Y. Chen, J. Wong, G. Jan "A Wireless PDA-Based Physiological Monitoring System for Patient Transport" *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 8, No. 4, December 2004, pp. 439-447
- [14] I.F. Akyildiz, W. Su, Y. Sankarasubramaniam, E. Cayirci, "Wireless Sensor Networks: A Survey", *Computer Networks Elsevier Journal*, Vol. 38, No. 4, pp. 393-422, March, 2002
- [15] S. Yu, J. Cheng "A Wireless Physiological Signal Monitoring System with Integrated Bluetooth and WiFi Technologies" *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference Shanghai, China*, September 1-4, 2005, pp. 2203-2206.
- [16] C. Lopez-Casado, J. Tejero-Calado, A. Bernal-Martin, M. Lopez-Gomez, "Network architecture for global biomedical monitoring service", *Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, Shanghai, China, September 1-4, 2005, pp. 2433-2436
- [17] C. H. Ko, H. L. Chen, C. C. Kuo, G. Y. Yang, C. W. Yeh, B. C. Tsai, Y. T. Chiou, C. H. Chu, "Multi-sensor Wireless Physiological Monitor Module", *Electronic Components and Technology Conference*, 2006, pp. 673-676
- [18] J. C. Chien, C. Tai, "A New Wireless-Type Physiological Signal Measuring System Using a PDA and the Bluetooth Technology", *Industrial Technology*, 2006. ICIT 2006, pp. 3026 - 3031
- [19] V. Auteri, L. Roffia, C. Lamberti, T. S. Cinotti, "ZigBee-Based Wireless ECG Monitor", *Computers in Cardiology*, 2007, pp. 133-136
- [20] S. Dagtas, G. Pekhteryev, Z. Sahinoglu, "Multi-stage Real Time Health Monitoring via ZigBee in Smart Homes", *21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops (AINAW'07)*, 2007

- [21] P. Frehill, D. Chambers, C. Rotariu, "Using Zigbee to Integrate Medical Devices", *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Lyon, France August, 2007, pp. 6717-6720
- [22] Y. Sakaue, M. Makikawa, "Development of Wireless Biosignal Monitoring Device", *6th International Special Topic Conference on ITAB*, Tokyo, 2007, pp. 306-308
- [23] W. Chung, Y. Lee, S. Jung, "A Wireless Sensor Network Compatible Wearable U-healthcare Monitoring System Using Integrated ECG, Accelerometer and SpO₂", *30th Annual International IEEE EMBS Conference*, August 20-24 2008, Canada, pp. 1529-1532
- [24] R. Rashid, S. Arifin, M. Rahim, M. Sarijari, N. Mahalin, "Home healthcare via Wireless Biomedical Sensor Network", *IEEE International RF Ana Microwave Conference Proceedings*, December 2-4, 2008, Malaysia, pp.511-514
- [25] H. Yan, Y. Xu, M. Gidlund, "Experimental e-Health Applications in Wireless Sensor Networks", *International Conference on Communications and Mobile Computing*, 2009, pp. 563-567
- [26] M. Zakrzewski, S. Junnilal, A. Vehkaojal, H. Kailanto, A. Vainio, I. Defee, "Utilization of Wireless Sensor Network for Health Monitoring in Home Environment", *SIES*, 2009, pp. 132-135
- [27] S. Chen, H. Lee, C. Chen, H. Huang, C. Luo, "Wireless Body Sensor Network With Adaptive Low-Power Design for Biometrics and Healthcare Applications", *IEEE SYSTEMS JOURNAL*, VOL. 3, No. 4, December 2009, pp. 398-409
- [28] F. Agyei-Ntim, K. Newman, "Lifetime Estimation of Wireless Body Area Sensor Network for Patient Health Monitoring", *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, USA, 2009, pp. 1659-1662
- [29] X. Lin, Z. Zhang, J. Yu, "Wearable Monitoring System with Physiological Parameter Based on ZigBee", *International Conference on Computer, Mechatronics, Control and Electronic Engineering (CMCE)*, 2010, pp. 329-332
- [30] N. Watthanawisuth, T. Lomas, A. Wisitsoraat, A. Tuantranont, "Wireless Wearable Pulse Oximeter for Health Monitoring using ZigBee Wireless Sensor Network", 2010
- [31] Y. Chen, W. Shen, H. Huo, Y. Xu, "A Smart Gateway for Health Care System Using Wireless Sensor Network", *Fourth International Conference on Sensor Technologies and Applications*, 2010, pp. 545-550

- [32] H. Yan, H. Huo, Y. Xu, M. Gidlund, “Wireless Sensor Network Based E-Health System - Implementation and Experimental Results”, *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, Vol. 56, No. 4, November, 2010, pp. 2288-2295
- [33] J. SUN, Y. FANG, X. ZHU, “Privacy and Emergency Response In E-Healthcare Leveraging Wireless Body Sensor Networks”, *IEEE Wireless Communications*, February 2010, pp. 66-73
- [34] F. Zapata, R. Ruiz, “A System for Ubiquitous Fall Monitoring at Home via a Wireless Sensor Network”, *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Argentina, August 31 - September 4, 2010, pp. 2246-2249
- [35] F. Zhang, S. Hackwoth, X. Liu, C. Li, M. Sun, “Wireless Power Delivery for Wearable Sensors and Implants in Body Sensor Networks”, *32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Argentina, August 31 - September 4, 2010, pp. 692-695
- [36] F. Pu, C. LI, T. Gao, J. Pan, J. Li, “Design and Implementation of a Wireless Sensor Network for Health Monitoring”, 2010
- [37] V. Jones, V. Gay, P. Leijdekkers, “Body sensor networks for Mobile Health Monitoring”, *2010 Fourth International Conference on Digital Society*, 2010, pp. 204-209
- [38] J. Arnil, Y. Punsawad, Y. Wongsawat, “Wireless Sensor Network-based Smart Room System for Healthcare Monitoring”, *International Conference on Robotics and Biomimetics*, December 7-11, 2011, Phuket, Thailand, pp. 2073-2076
- [39] N. Sghaier, A. Mellouk, B. Augustin, Y. Amirat, J. Marty, M. Khoussa, A. Abid, R. Zitouni, “Wireless Sensor Networks for medical care services”, *IEEE*, 2011, pp. 571-576
- [40] Z. He, W. Xu, G. Liu, “Design of a Wireless Medical Monitoring System”, *Computer and Management (CAMAN)*, 2011, pp. 1-3
- [41] R. Ciobotariu, C. Rotariu, F. Adochiei, H. Costin, “Wireless Breathing System for Long Term Telemonitoring of Respiratory Activity”, *Advanced Topics in Electrical Engineering (ATEE)*, 2011, pp. 1-4
- [42] slau292c - <http://www.ti.com/lit/ug/slau292c/slau292c.pdf>
- [43] <http://www.ti.com/tool/simpliciti>
- [44] Seeley, R., Tate, P. and Kennedy, J., “Anatomy and Physiology“ (6th edition, The McGraw-Hill Companies, 2004)

- [45] A. Waller, “One of the electromotive changes connected with the beat of the mammalian heart, and the human heart in particular”, *Phil Trans B*, 1889
- [46] W. Einthoven, “Die galvanometrische Registrierung des menschlichen Elektrokardiogramms”, *zugleich eine Beurtheilung der Anwendung des Capillar-Elektrometers in der Physiologie*. *Pflugers Arch Ges Physiol*, 1903
- [47] E. Berbari, “Principles of Electrocardiography”, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Chapter 13*, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [48] http://www.analog.com/static/imported-files/tech_docs/ECG-EEG-EMG_FINAL.pdf
- [49] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc430f6137.pdf>
- [50] M. R. Neuman, “Biopotencial Electrodes”, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Chapter 48*, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [51] Webster, J. G., Clark, J. W., *Medical instrumentation: application and design*, (4th Edition, Hoboken, NJ : John Wiley & Sons, 2010)
- [52] Design And Development Of Medical Electronic Instrumentation - Wiley (2005)
- [53] J. H. Nagel, “Biopotencial Amplifiers”, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Chapter 70*, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [54] B. Winter, J. Webster, “Driven-Right-Leg Circuit Design”, *IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. BME-30*, No.1, January 1983, pp.62-66
- [55] A. S. Sedra, K. C. Smith, *Microelectronic Circuits*, 5th Edition, Oxford University Press, 2004
- [56] E. Company-Bosh, “ECG Front-End Design is Simplified with MicroConverter”, *Analog Dialogue*, November 2003.
- [57] L. T. Mainardi, A. M. Bianchi, S. Cerutti, “Digital Biomedical Signal Acquisition and Processing”, *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition, Chapter 53*, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton: CRC Press LLC, 2000
- [58] Texas Instruments INA333 Datasheet - <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina333.pdf>
- [59] G. Asch, *Acquisition de données du capteur à l'ordinateur*, Dunod, Paris, 1999
- [60] slau259d - <http://www.ti.com/lit/ug/slau259d/slau259d.pdf>

[61] <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/cc430f6137.pdf>

[62] slau278j - <http://www.ti.com/lit/ug/slau278j/slau278j.pdf>

[63] Ebook: S. W. Smith, *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*, ISBN 0-9660176-3-3

[64] M. Merri, Sampling Frequency Of The Electrocardiogram For Spectral Analysis Of The Heart Rate Variability”, *Computers in Cardiology* 1988, pp. 143-145

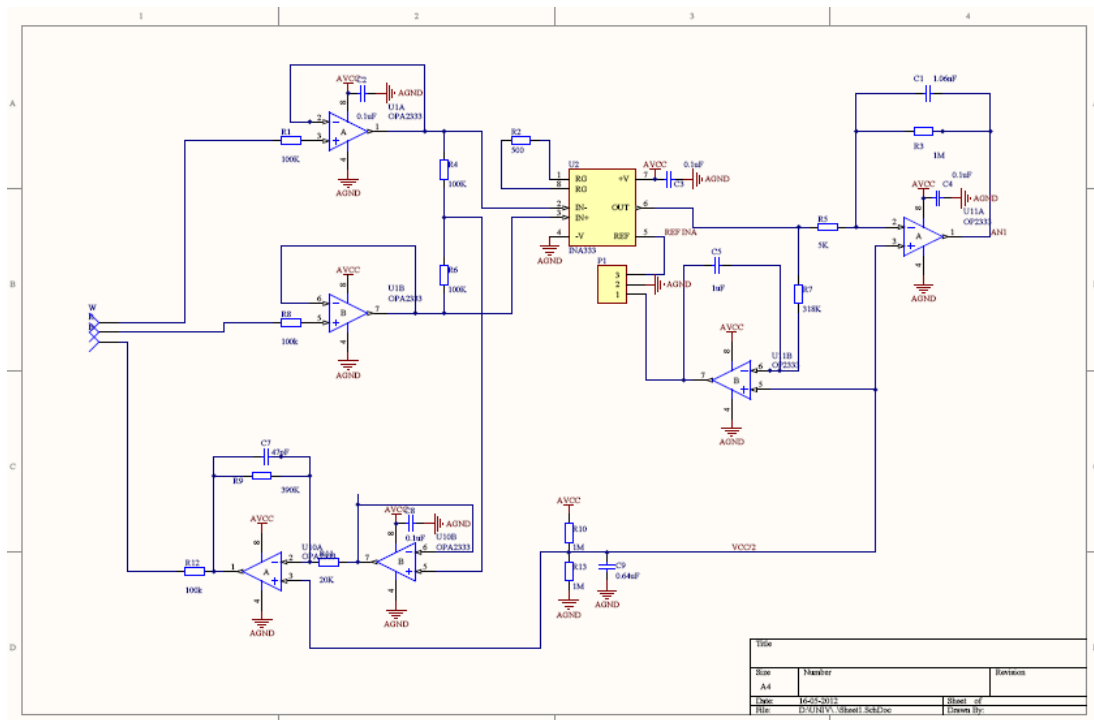
[65] T. Bragge, M. P. Tarvainen, P. A. Karjalainen, “High-Resolution QRS Detection Algorithm for Sparsely Sampled ECG Recordings”, *University of Kuopio Department of Applied Physics Report Series*, Report No. 1/2004, pp. 1-7

[66] L. Friedman, *SimpliciTI developers notes*, Texas Instruments, San Diego, California, 2009

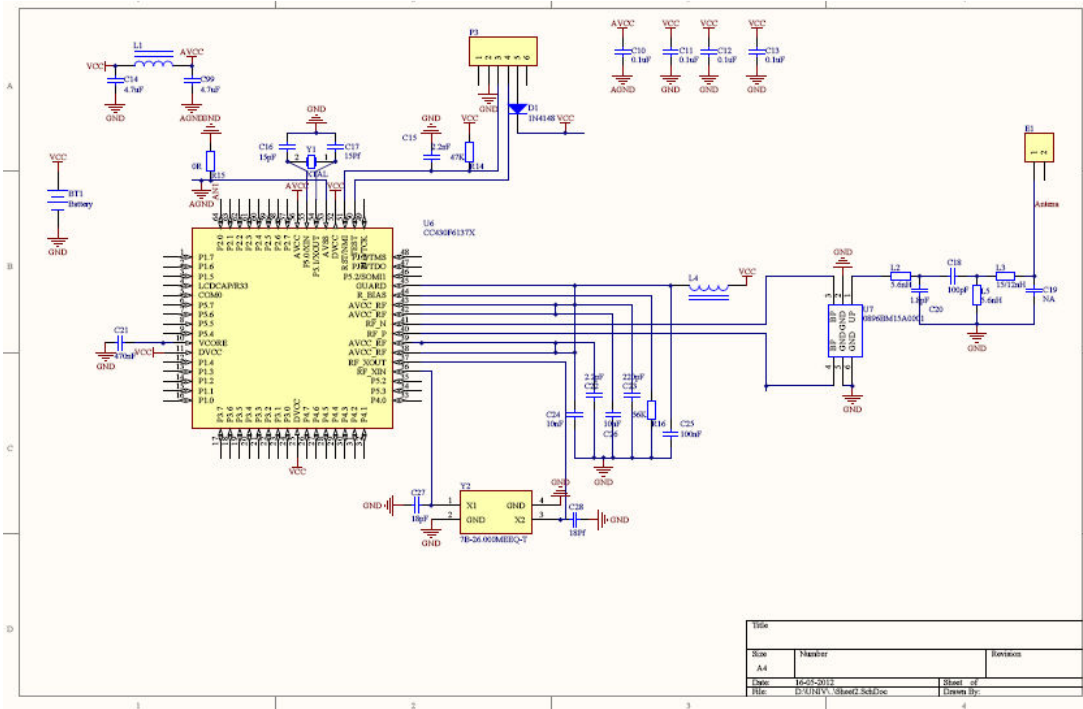
Anexos

Esquema elétrico - desenvolvimento do PCB

Estando a análise de todo o circuito do módulo de aquisição e das componentes que o constituem completa, procedeu-se ao desenvolvimento da placa de PCB. Para tal, utilizou-se um *software* específico para desenvolvimento de placas PCB, o Altium Designer. O trabalho iniciou-se com o desenho da esquematização do circuito elétrico responsável pela aquisição do sinal analógico que pode ser visualizada na ilustração apresentada de seguida:



Após concluído o desenho do módulo de aquisição do sinal biológico, efetuou-se ainda o desenho do circuito referente à parte digital do processamento do sinal, constituído pelo microcontrolador e pela antena de RF. Teve-se como referência as informações presentes na *datasheet* do microcontrolador, onde estavam já representadas todas as componentes periféricas, incluindo a antena, ao CC430F6137 e respetivas ligações entre estas. Apresenta-se, na ilustração seguinte, o desenho desta parte do módulo efetuado num programa especializado em desenho de projetos de PCB.



Estando concluída a parte de desenho dos esboços, procedeu-se, em seguida, ao desenvolvimento da placa PCB. Importou-se todas as componentes para o projeto de PCB, de modo a efetuar o desenho da placa, posicionando componentes, criando caminhos e vias, para posterior impressão da placa e soldagem das restantes componentes. Nesta fase do trabalho foi bastante importante ter em atenção a finalidade do dispositivo e adaptar as suas características físicas a essa finalidade. Por isso, deu-se uma atenção acrescida à sua portabilidade, já que este aparelho deverá permitir a movimentação do paciente durante a utilização do mesmo, trazendo-lhe o menor incomodo durante o seu uso.

Posto isto, será sempre uma mais-valia este apresentar dimensões reduzidas e de baixo peso. O resultado final foi uma placa PCB de quatro camadas, com dimensões de aproximadamente 6,5cmx2,8cm, que podem ser visualizadas na ilustração seguinte:

