

Blue Sensor

A Bluetooth approached to glucose sensor

Por
Sérgio Paulo Santos Silva

Orientador: Doutor Salviano Filipe Silva Pinto Soares

Co-orientador: Doutor António Luís Gomes Valente

Dissertação submetida à
UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO
para obtenção do grau de
MESTRE
em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no
DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no
Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD
DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007

Blue Sensor

A Bluetooth approached to glucose sensor

Por
Sérgio Paulo Santos Silva

Orientador: Doutor Salviano Filipe Silva Pinto Soares

Co-orientador: Doutor António Luís Gomes Valente

Dissertação submetida à
UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO
para obtenção do grau de
MESTRE
em Engenharia Electrotécnica e de Computadores, de acordo com o disposto no
DR – I série–A, Decreto-Lei n.º 74/2006 de 24 de Março e no
Regulamento de Estudos Pós-Graduados da UTAD
DR, 2.ª série – Deliberação n.º 2391/2007

Orientação Científica :

Doutor Salviano Filipe Silva Pinto Soares

Professor Auxiliar do
Departamento de Engenharias
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Doutor António Luís Gomes Valente

Professor Auxiliar com Agregação do
Departamento de Engenharias
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

”A parte que ignoramos é muito maior que tudo quanto sabemos.”

Platão (428/27 a.C. – 347 a.C.)

”Só nos esquecemos do tempo quando o utilizamos.”

Charles Baudelaire (1821 – 1867)

*Para as minhas princesas, **Eva, Inês e Isabel***

UNIVERSIDADE DE TRÁS-OS-MONTES E ALTO DOURO
Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Os membros do Júri recomendam à Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro a aceitação da dissertação intitulada “ **Blue Sensor A Bluetooth approached to glucose sensor** ” realizada por **Sérgio Paulo Santos Silva** para satisfação parcial dos requisitos do grau de **Mestre**.

Março 2013

Presidente: **Doutor José Carlos da Silva Cardoso,**
Direcção do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de
Computadores do Departamento de Engenharias da Universidade
de Trás-os-Montes e Alto Douro

Vogais do Júri: **Doutor António Paulo Gomes Mendes Moreira ,**
Prof. Associado, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Doutor Salviano Filipe Silva Pinto Soares,
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharias da
Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Doutor António Luís Gomes Valente,
Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharias
da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro

Blue Sensor
A Bluetooth approached to glucose sensor

Sérgio Paulo Santos Silva

Submetido na Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro
para o preenchimento dos requisitos parciais para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Electrotécnica e de Computadores

Resumo — A desordem metabólica que preconiza, pela ausência ou reduzido controlo da quantidade de glicose no corpo humano, a dependência de insulina (Type1) ou intolerância (Type2) [Wijenaike \(2007\)](#) afectava mais de 366 milhões de pessoas em 2011. Isto representa um crescimento de 28 % novos casos em 1 ano. Diabetes Mellitus tornou-se a mais comum das doenças crónicas em praticamente todos os países, e continua a crescer em novos casos e importância, na medida em que o desenvolvimento económico e urbanização leva à alteração dos estilos de vida caracterizando-se pela reduzida falta de actividade física e aumento da obesidade [Federation \(2011\)](#). Ambient Assisted Living é baseado numa série de tecnologias com o propósito de melhorar o suporte ao dia a dia das pessoas. Um dos campos mais importantes lida com a oferta de novas soluções para o bem estar. Estas soluções visam melhorar a qualidade de vida das pessoas ao mesmo tempo que reduzem os custos associados com os cuidados médicos [Martins et al. \(2010\)](#). Esta dissertação de mestrado apresenta um protótipo de comunicação por Bluetooth baixo consumo, sem bateria, capaz de transmitir a informação para um telemóvel, relógio de pulso ou aplicação em PC. O propósito do sistema é recolher informação do sistema de monitorização como o proposto por [Leal \(2010\)](#) e interagir com sistemas AAL como o proposto por [Martins et al. \(2010\)](#).

Palavras Chave: Bluetooth Low Energy, Wireless Sensor, Battery-less Sensor, diabetes, Ambient Assisted Living.

Blue Sensor

A Bluetooth approached to glucose sensor

Sérgio Paulo Santos Silva

Submitted to the University of Trás-os-Montes and Alto Douro
in partial fulfillment of the requirements for the degree of
Master of Science in Electrical Engineering and Computers

Abstract — The metabolic disorder which entails the absent or reduced control of blood glucose in the body by means of insulin dependence (Type1) or intolerance (Type 2) [Wijenaïke \(2007\)](#) affects more than 366 million people in 2011. This represents an increase of 28 % new cases in one year. Diabetes Mellitus has become the most common chronic diseases in nearly all countries, and continues to increase in numbers and significance, as economic development and urbanization lead to changing lifestyles characterized by reduced physical activity, and increased obesity [Federation \(2011\)](#). Ambient Assisted Living is based on a set of technologies with the aim to provide an enhanced support to people’s daily life. One important field deals with the offer of new solutions for healthcare. Those solutions intend to improve the population quality of life and reduce costs associated with healthcare [Martins et al. \(2010\)](#). This master thesis presents a prototype of Bluetooth low power battery-less wireless sensor communication system capable transmitting the information to a mobile phone or wrist wireless phone. The purpose of the system is to gather routine information from the glucose monitoring system proposed by Leal, Alexandra [Leal \(2010\)](#) and interact with systems like Ambient Assisted Living from [Martins et al. \(2010\)](#).

Key Words: Bluetooth Low Energy, Wireless Sensor, Battery-less Sensor, diabetes, Ambient Assisted Living.

Agradecimentos

Os meus agradecimentos ao Magnífico Reitor da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, Professor Doutor Carlos Alberto Sequeira, bem como ao Professor Doutor Salviano Filipe Silva Pinto Soares, Director do Mestrado em Engenharia Electrotécnica e de Computadores da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, por proporcionarem as condições que proporcionaram a realização dos estudos conducentes ao grau de Mestre.

Ao Professor Doutor Doutor António Luís Gomes Valente, Professor Auxiliar com Agregação do Departamento de Engenharias da Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro, co-orientador deste trabalho, pela sua motivação, pelas suas sugestões, ideias inovadoras e orientações. Ao Professor Raul Morais pelo empréstimo do dongle da Bluegiga e ao Drº Nuno Silva pelo apoio e trocas de ideias sobre os módulos BLE.

A todos os meus colegas da Escola Profissional Ruiz Costa pela sua amizade e simpatia e suporte nos tempos mais difíceis em particular um agradecimento especial ao Professor José Serra Director Pedagógico da Escola Profissional Ruiz Costa e ao Professor António Nunes na qualidade de Presidente da Escola Profissional Ruiz Costa pelo ajustes de tempo necessários e indispensáveis para a conclusão deste trabalho.

À minha esposa Isabel Maria Fonseca Costa Silva e às minhas duas princesas e filhas

Eva Costa Silva e Inês Costa Silva, pelo tempo e atenção desejáveis de que os privei.
A todos, um sincero obrigado!

UTAD,

Sérgio Paulo Santos Silva

Vila Real, 22 de Dezembro de 2012

Índice geral

Resumo	xi
<i>Abstract</i>	xiii
Agradecimentos	xv
Índice de tabelas	xix
Índice de figuras	xxi
Glossário, acrónimos e abreviaturas	xxiii
1 Introdução	1
1.1 Motivação e objectivos	2
1.2 Organização da dissertação	3
2 A inovação tecnológica no apoio à qualidade de vida	5
2.1 Biosensores de glucose	5
2.1.1 Biosensores amperométricos	7
2.1.2 Biosensores baseados em microdiálise	9
2.1.3 Biosensores baseados em métodos transdérmicos	10
2.1.4 Biosensores baseados em pressão osmótica	11
2.2 Módulos comunicação wireless para sensores	12
2.2.1 Comparação de diferentes tecnologias sem fios	13
2.2.2 Tecnologia Bluetooth Low Energy	15

2.2.3	Tecnologia ZigBee	16
2.2.4	Tecnologia Ultra-Wide-Band	17
2.2.5	Tecnologia Radio Frequency Identification	18
3	Sistema de monitorização sem fios	21
3.1	Sistema de Alimentação Ultra Low Power	22
3.1.1	Sistema de Relógios do MSP430	25
3.2	Indução Magnética “Energy Harvesting”	27
4	Programação e testes	31
4.1	Ambiente gráfico	31
4.2	Base de Dados	33
4.3	O Fluxograma	33
4.4	Gestão das condições de Alarme	35
4.5	Módulo de Visão	36
4.6	O SensorTag	37
4.7	O Sensor de temperatura por Infravermelhos	39
4.8	O Acelerómetro de 3 eixos	40
4.9	O Magnetómetro de 3 eixos	40
4.10	O sensor de Humidade	41
4.11	O Barómetro	41
4.12	O Giroscópio	42
4.13	Programação para Bluetooth 4.0	42
4.14	Consumos de SensorTag	44
4.15	Conexão a PC’s sem suporte nativo para BLE	47
4.16	Desenvolvimento da aplicação PC	49
4.17	Sistema de Alertas	53
4.18	Resultados	54
5	Conclusão e trabalho futuro	61
	Referências bibliográficas	63
A	Código fonte para BLE	67
B	Símbolos, constantes físicas e prefixos de unidades	69
	Sobre o Autor	73
	Índice remissivo	73

Índice de tabelas

3.1	Modos de Funcionamento em ULP do Sistema Bland	24
4.1	Medidas dos estados de ligação BLE	57

Índice de figuras

2.1	Componentes de um Bio Sensor	6
2.2	Componentes sensor: Bio catalisador	7
2.3	Comparação dos diversos standards e wireless tecnologias.	14
2.4	Esquema de um sistema RFID.	20
3.1	Componentes do Kit EZ430-TMS37157	22
3.2	Componentes da placa de desenvolvimento EZ430-TMS37157	23
3.3	LPO Frequência versus Tensão alimentação Bland	25
3.4	Sistema de relógios dos MSP430 Bland	26
3.5	Sistemas de recolha de energia Bland	28
3.6	Montagem teste de consumo corrente	29
3.7	Montagem teste de consumo corrente	30
4.1	Erro de ligação ao Sensor ZigBee	32
4.2	Separador da Aplicação Principal	32
4.3	Fluxograma da aplicação Martins et al. (2010)	34
4.4	Aplicação Principal com módulo de visão	36
4.5	Dispositivo SensorTag	37
4.6	Dispositivos TMS37157 e SensorTag	38

4.7	Sensor temperatura: configurações	39
4.8	Acelerómetro: configurações	40
4.9	Magnetómetro: configurações	40
4.10	O sensor de Humidade: configurações	41
4.11	O Barómetro: configurações	41
4.12	O Giroscópio: configurações	42
4.13	Características e serviços do SensorTag	43
4.14	Diagrama de Blocos SensorTag	46
4.15	Montagem teste consumos SensorTag	46
4.16	Dongle BLE112D da empresa Bluegiga Technologies	47
4.17	Software BLUEGUI2 da empresa Bluegiga Technologies	48
4.18	Aspecto dos Pacotes transmitidos pelo BLEAPI	49
4.19	Protocolo de comunicação BLEAPI	50
4.20	Pacote de dados encriptado Bluegiga	51
4.21	Pacote de dados Bluegiga	51
4.22	Topologia BLE	52
4.23	Imagem sinestésica	54
4.24	Esquema eléctrico para medição consumos	55
4.25	Consumo corrente versus tempo durante ligação BLE	56
4.26	Consumo corrente versus tempo durante um evento de ligação BLE	57
4.27	Consumo corrente do sensor em LPM Silva et al. (2013)	58
A.1	Página programador apple	67

Glossário, acrónimos e abreviaturas

Glossário de termos

Bluetooth — é uma especificação industrial para áreas de redes pessoais sem fio.

O Bluetooth proporciona uma maneira de conectar e trocar informações entre dispositivos como telefones celulares, notebooks, computadores, impressoras, cameras digitais e consoles de video games digitais através de uma frequência de rádio de curto alcance globalmente licenciada e segura. As especificações do Bluetooth foram desenvolvidas e licenciadas pelo “Bluetooth Special Interest Group”. A tecnologia Bluetooth diferencia-se da tecnologia IrDA inclusive pelo tipo de radiação electromagnética utilizada.

Bluetooth Special Interest Group — Em 1998, Ericsson, IBM, Toshiba, Nokia e Intel formaram um consórcio e adotaram o codename Bluetooth para o seu propósito de especificação aberta. Em dezembro de 1999, 3Com, Lucent Technologies, Microsoft e Motorola se juntaram aos fundadores iniciais como os divulgadores do Bluetooth Special Interest Group (SIG). Desde então, Lucent Technologies transferiu seus direitos no consórcio para a Agere Systems, e a 3Com saiu do consórcio. Agere Systems mais tarde se juntou com a LSI

Corporation e deixou o grupo de divulgadores do Bluetooth em agosto de 2007. O Bluetooth Special Interest Group é uma associação de negócio privada com quartel-general em Bellvue, Washington. Até setembro de 2007 o SIG era composto de mais de 9000 companhias membros que são líderes em telecomunicações, computação, música, automação industrial e indústrias de rede, com um pequeno grupo de empregados dedicados em Hong Kong, Suécia e Estados Unidos. Os membros do SIG desenvolvem a tecnologia Bluetooth sem fios, implementam e vendem a tecnologia em seus produtos, variando de telefones celulares a impressoras. O próprio SIG não cria, produz ou vende produtos ativados com a tecnologia Bluetooth.

Generic Access Profile (GAP) — (Perfil de acesso genérico) Provê a base para todos os outros perfis da tecnologia.

WPAN (Wireless Personal Area Network) — O padrão 802.15, é denominado padrão de rede de área pessoal sem fio, um primo do 802.11 na família IEEE 802, cuja finalidade é prover conectividade entre dispositivos pessoais separados por até 10 metros, aproximadamente. O 802.15 é essencialmente uma tecnologia de “substituição de cabo” de baixa potência, curto alcance e baixa velocidade para interconectar notebooks, equipamentos periféricos, telefones celulares, PDAs, e Smartphones, ao passo que o 802.11 é uma tecnologia “de acesso” de potência mais alta, alcance médio e velocidade mais alta. Adotada por funcionar sobre uma área pequena, com baixa potência e a baixo custo. As camadas de enlace e física da rede 802.15. Durante cada intervalo de tempo, um emissor transmite por um entre 79 canais, sendo que, de intervalo para intervalo, o canal muda de uma maneira conhecida, porém pseudo-aleatória. Essa forma de saltar de canal em canal (hopping), conhecida como frequency-hopping spread spectrum (FHSS), espalha transmissões sobre o espectro de frequência ao longo do tempo e pode prover velocidades de dados de até 721 kbps.

UWB (Ultra wide band) — é o acrônimo de banda ultra larga, conhecido também pelo nome técnico desenvolvida pela IEEE é o 802.15.3. O UWB é usada para

referenciar qualquer tecnologia de rádio em que se use uma largura de banda maior de 500 MHz ou mais que 25

I2C (Two-Wire Interface) — é o acrónimo de Inter-Integrated Circuit, é um barramento série, barramento multi-mestre desenvolvido pela Philips que é usado para conectar periféricos de baixa velocidade. Este protocolo especifica dois sinais de comunicação, um com o sinal de clock SCL (gerado pelo mestre), e outro de dados SDA, bidirectional.

WLAN (Wireless Local Area Network) — Tecnologias que se destinam a redes sem fio com alcance situado entre os 100 e 300 metros, frequentemente como extensão ou alternativa a redes de cabos convencionais (par de cobre, cabo coaxial ou fibra óptica).

BLE (Bluetooth low energy) — Anteriormente conhecido como WiBree, é um subset da especificação Bluetooth v4.0 com um protocolo novo para ligações rápidas e simples. O nome provisório WiBree e Bluetooth ULP (Ultra Low Power) foram abandonados e BLE passou a ser usado.

LMP (Link Manager Protocol) — Restabelece a configuração do link entre dispositivos bluetooth e gestão de links em andamento, incluindo aspectos de segurança (ex. autenticação e encriptação), e controle e negociação do tamanho do pacote da banda base.

L2CAP (Logical Link Control and Adaptation Protocol) — adapta os protocolos da camada superior à camada de banda base, fornecendo tanto serviços sem conexão quanto serviços orientados à conexão.

Lista de acrónimos

Sigla	Expansão
AC	<i>Alternating Current</i> (corrente alternada)
BLE	<i>Bluetooth low energy</i>
DC	<i>Direct Current</i> (corrente contínua)
GAP	<i>Generic Access Profile</i>
I2C	<i>Two-Wire Interface</i>
ISM	<i>Industrial, Scientific and Medical</i>
L2CAP	<i>Logical Link Control and Adaptation Protocol</i>
LMP	<i>Link Manager Protocol</i>
SIG	<i>Bluetooth Special Interest Group</i>
UWB	<i>Ultra wide band</i>
WLAN	<i>Wireless Local Area Network</i>

Lista de abreviaturas

Abreviatura	Significado(s)
e.g.	por exemplo
et al.	e outros (autores)
etc.	etecetera, outros
i.e.	isto é, por conseguinte
vid.	veja-se, ver
vs.	versus, por comparação com

1

Introdução

A evolução tecnológica, ao longo dos últimos anos, empurrada pelos interesses comerciais torna hoje possível projectos baseados em redes sem fios capazes de fornecer, em tempo real e nos mais diversos cenários, dados clínicos críticos para a monitorização e controlo dos pacientes, em ambientes hospitalares e domésticos. A necessidade de certos pacientes efectuarem medições constantes de parâmetros clínicos, como é o caso dos níveis glicémicos, cujos métodos de medição actuais são altamente intrusivos, coloca a pressão, do controlo necessário para o bem-estar destes pacientes, num constante desafio para o desenvolvimento de técnicas capazes de monitorizar estes valores sem necessidade de “massacrar” os pacientes com as tradicionais picadas no dedo. O desenvolvimento de transdutores capazes de monitorizar os valores de glicémia no sangue pelo método da variação da pressão osmótica torna possível um sistema portátil de controlo dos níveis de glicémia. Nesta dissertação iremos aprofundar os vários sistemas de micro comunicação de baixo consumo para inclusão no projecto de desenvolvimento “Glucose tracking”, propondo um protótipo capaz de fornecer remotamente os dados adquiridos pelo sistema actualmente desenvolvido. Actualmente existem vários tipos de tecnologias sem fios capazes de fornecer o tipo de estrutura que se pretende criar, nomeadamente Bluetooth LE, ZigBee, UWB e Wi-Fi. Assim, numa primeira fase, iremos analisar

cada uma das referidas tecnologias verificando a sua adequação ao protótipo que se pretende desenvolver. Um dos factores mais importante a analisar é o do baixo consumo de energia já que o sistema proposto no projecto de desenvolvimento destina-se, em última análise, à implementação subcutânea e cuja fonte de alimentação será do tipo de acoplamento indutivo. Outro aspecto a ter em conta é o tempo necessário que o sistema está ligado (relativamente a este assunto talvez seja boa ideia explorar a sua autonomia energética), o objectivo é que sempre que é efectuada uma medição (seja minuto a minuto ou hora a hora), o sistema seja capaz de se ligar e enviar os dados para o computador central, desligando no menor espaço de tempo possível optimizando o consumo de energia. A resistência ao ruído pelo sistema de transmissão é outro dos factores determinantes no protótipo final a ser criado.

1.1 Motivação e objectivos

As várias associações de diabéticos são unânimes em considerar que manter os níveis de glicémia, o mais próximo do normal possível, é a chave para evitar o agravamento e ou o aparecimento de algumas das complicações desta doença, nomeadamente ataques cardíacos, AVC's, hipertensão, perda de audição, problemas de visão e problemas de pele. O sistema proposto será, assim, um importante contributo neste sentido, permitindo ao utente uma rotina diária sem as actuais picadas de controlo e todos os mecanismos a elas afetos (lancetas, tiras de teste, tiras controlo, equipamento e bolsa de transporte). O sistema em desenvolvimento usa os mais recentes conhecimentos na tecnologia de redes Bluetooth de baixa potência procurando maximizar o tempo de vida do sistema sem, no entanto, por em causa a segurança dos pacientes. Para tal, o sistema estará dotado de sistemas automáticos para detecção de possíveis anomalias quer no seu funcionamento, quer na rotina do utente garantindo que a qualquer momento o mesmo possa ser avisado de que se encontra a sair da zona dos níveis de normalidade podendo agir em conformidade. Será ainda colocado um sistema de emergência que procurara emitir um sinal de alerta para as autoridades de saúde nos casos em que a vida do paciente possa estar em risco. Uma vez que

a diabetes é uma doença crónica e sem cura o seu correto tratamento, mantendo os níveis de glicose no sangue o mais próximo possível dos parâmetros normais, possibilita aos pacientes uma vida normal. O sistema proposto visa garantir aos pacientes uma eficaz adesão e Auto monitorização acrescentando conhecimento nas várias etapas diárias sem que para isso o paciente tenha de realizar qualquer esforço ou alteração do seu ritmo diário para efectuar testes de monitorização. O conhecimento aliado à garantia de fiabilidade das medições (não sujeitas a erros de contaminação), trará benefícios a longo prazo, nomeadamente pela redução do risco de aparecimento das doenças associadas anteriormente referidas.

O objetivo principal da presente dissertação está na análise e comparação das várias alternativas de micro comunicação existentes no mercado com vista a sua utilização no sensor de glucose. Definir e estabelecer as normas às quais o sistema de comunicação deverá obedecer de acordo com a legislação Nacional e Internacional existente. Propor por último um modelo de protótipo que permita a sua implementação no sensor actualmente em desenvolvimento.

1.2 Organização da dissertação

Esta dissertação encontra-se estruturada em cinco capítulos. No presente Capítulo fez-se uma introdução de enquadramento e apresentou-se a motivação do trabalho.

O Capítulo 2 inicia-se com uma abordagem ao estado da arte nos bio sensores e das comunicações sem fios, para além de uma breve descrição de cada tipo de bio sensor procura-se estabelecer o ponto de partida do sinal amplificado e que então terá ser transmitido, neste ponto enumeram-se os diversos protocolos de comunicação disponíveis no mercado bem como as suas vantagens e desvantagens relativamente ao protótipo que se pretende construir.

O protótipo proposto e equipamentos escolhidos são descritos no Capítulo 3, sendo que o Capítulo 4 serve para descrever o software criado para gerir e controlar todo o sistema.

A finalizar a dissertação, no Capítulo 5, faz-se uma discussão dos resultados obtidos e apresentam-se algumas perspectivas de trabalho futuro.

2

A inovação tecnológica no apoio à qualidade de vida

Este capítulo inicia-se com uma apresentação geral à evolução dos Biosensores desde 1975 até aos dias de hoje, apresenta-se o modelo geral dos componentes que fazem um bio sensor e explica-se em pormenor alguns dos Biosensores atualmente no mercado ou em desenvolvimento. Na parte dois fazemos uma retrospectiva o estado das artes nas comunicações.

2.1 Biosensores de glucose

Os sensores de glicémia são um dos elementos fulcrais para o tratamento de doenças como a diabetes. Quase todos os pacientes com diabetes usam estes equipamentos diariamente para medir o seu nível glicémico. Não será por isso de estranhar que 85% do mercado de Biosensores seja ocupado por estes. Esta grande cota de mercado é responsável pelo desenvolvimento de novos modelos de equipamentos e métodos na área do controlo e diagnóstico da diabetes Wang (2007). Passaram-se mais de 37 anos sobre o surgimento do primeiro dispositivo comercial para controlo da diabetes em 1975 lançado pela empresa Springs Instruments, este dispositivo media os níveis de glicémia no sangue após um período de 8 horas em jejum,

desde então muitos outros Biosensores tem sido comercializados e muitas outras abordagens exploradas para controlo individual de diabetes. Porém e apesar dos numerosos esforços no desenvolvimentos dos Biosensores de glucose o controlo da diabetes ainda apresenta muitos desafios e problemas é por isso que ainda se fazem esforços para melhorar a sua utilização. Áreas como a medição *in vivo*, a toma automática de insulina, o controlo e medida a longo prazo dos níveis de glicémia e os sistemas de medição implantáveis continuam a atrair a atenção e os esforços atuais no desenvolvimento de Biosensores. Na Figura 2.1 estão representados os diversos componentes que intervêm na construção de um bio sensor. Em 1959 Clark and Lyons (1962) desenvolveram o primeiro bio sensor tendo feito a sua descrição e publicação em 1962.

Este bio sensor baseava-se no princípio enzimático daí que o seu bioreceptor fosse uma

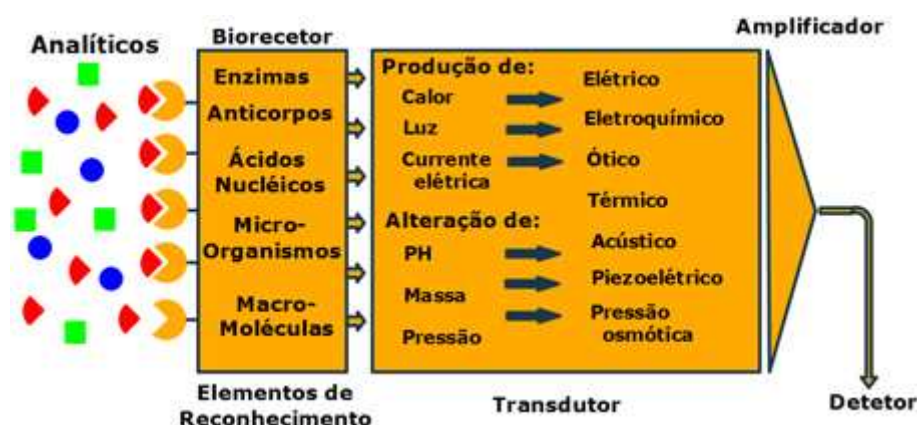


Figura 2.1 – Componentes de um Bio Sensor

enzima, assim o transdutor procurava verificar a produção de corrente eléctrica que ocorria quando a glucose reagia com a enzima que se encontrava junto do eléctrodo de PH. De uma maneira geral os Biosensores baseados no princípio enzimático procuram monitorar o desaparecimento de algum reagente ou o aparecimento de algum produto da reacção entre o biorreceptor e o substrato em análise, assim entre alguns dos substratos electro activos que foram usados temos H_2O_2 , CO_2 , NH_3 , O_2 e alguns ácidos, sendo que no caso do bio sensor de Clark se usou o primeiro. Desde essa altura o número de publicações relacionadas com Biosensores para glucose é

cerca de 12199 segundo a Web of Knowledge. De um modo geral, os Biosensores contêm como espécies imobilizadas bio catalisadores necessários para detecção de determinados analíticos. Os materiais biológicos imobilizados nas superfícies dos transdutores podem ser de vários tipos, tais como, tecidos celulares, micro organismos, membranas, enzimas, anticorpos, entre outros [Wilson and Gifford \(2005\)](#). São vários os componentes básicos de um bio sensor. Na Figura 2.2 temos o bio catalisador, é neste ponto que ocorre a reacção bioquímica responsável pela geração do sinal. O sinal é então convertido em um sinal eléctrico no transdutor após esse passo o sinal é amplificado e então está pronto para ser processado.

Desde o eléctrodo de Clark, o progresso alcançado em quatro décadas quanto

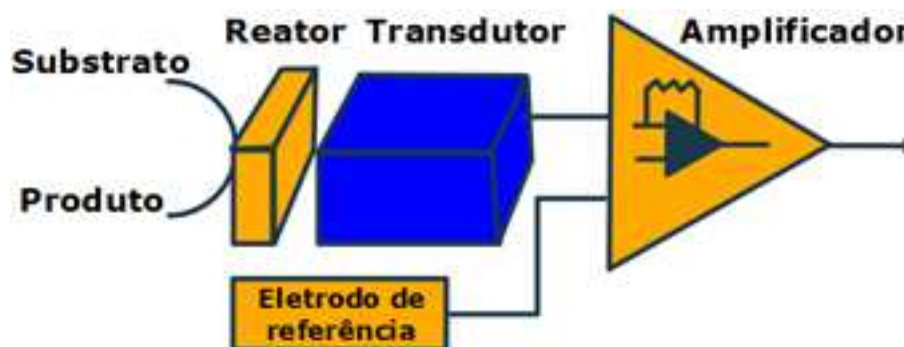


Figura 2.2 – Componentes sensor: Bio catalisador

ao desenvolvimento de Biosensores para análise clínicas foi notável, em especial, destaca-se o desenvolvimento dos Biosensores amperométricos, potenciométricos, ópticos, piezoelétricos e calorimétricos. O princípio básico de funcionamento destes dispositivos é relatado a seguir.

2.1.1 Biosensores amperométricos

Os Biosensores amperométricos baseiam-se em reacções de transferência de electrons (oxi-redução) entre o material bio catalítico e o analítico com um eléctrodo de referência polarizado a uma tensão pré-determinada. O primeiro bio sensor amperométrico foi desenvolvido por [Urdike SJ \(1967\)](#), em 1967, para a medida de glicose,

no qual se fazia uso do eléctrodo enzimático desenvolvido por Clark e Lions. Os Biosensores amperométricos são classificados de acordo com o processo envolvido na transferência de cargas em três grupos: Biosensores amperométricos de primeira, segunda e terceira geração. Os Biosensores amperométricos de primeira geração trabalham a altos potenciais e baseiam-se na diminuição da concentração de oxigénio, onde dois eléctrodos são separados da amostra por uma membrana permeável a gás, neste caso, o oxigénio difundido através da membrana é reduzido em um eléctrodo catodicamente polarizado na presença de um eléctrodo de referência [Updike SJ \(1967\)](#). Também é possível usar um eléctrodo polarizado anodicamente neste caso usa-se peróxido de hidrogénio o qual ao ser oxidado no eléctrodo gera um sinal eléctrico. O princípio de funcionamento de um bio sensor de segunda geração baseia-se no uso de um mediador para transferência de carga entre o sítio activo da enzima e a superfície do eléctrodo, a fim de se diminuir o potencial aplicado no eléctrodo de trabalho. Esses mediadores electrónicos podem ser materiais orgânicos, inorgânicos ou complexos de metais de transição e ainda polímeros condutores. Os mediadores de electrons mais utilizados ultimamente em Biosensores são cobalto-ftalocianina e derivados de ferroceno pelo fato destes compostos possuírem baixos potenciais de oxi-redução [Iwuoha et al. \(2004\)](#). Por último os Biosensores de terceira geração caracterizam-se pela transferência directa de electrons entre a enzima e a superfície do eléctrodo, trabalhando a baixos potenciais [Junwei Di \(2004\)](#). Como já referimos anteriormente o princípio dos sensores amperimétricos baseia-se na medição de corrente eléctrica com o intuito de determinar os níveis de glicose presentes no sangue. Segundo Heller (1999), existem vários tipos de métodos amperimétricos: os eléctrodos enzimáticos de glicose implantados no tecido humano, métodos baseados em microdiálise e por fim métodos transdérmicos. São vários os sensores amperimétricos existentes no mercado, destes destacamos os eléctrodos enzimáticos de glicose implantados no tecido, que se baseiam na imobilização de uma enzima, usualmente a glicose oxidase (GOx), para a monitorização da glicose no fluido intersticial. Deste modo, a propagação da glicose através da membrana semipermeável origina uma reacção com a enzima glicose oxidase (GOx) que resulta na produção de sinais eléctricos proporcionais aos níveis glicémicos, assim medindo a variação no fluxo

de corrente eléctrica, fornecida pelo eléctrodo, pode-se determinar a concentração de glicose no sangue. Embora os dispositivos aprovados no mercado que utilizam os eléctrodos de glicose como método de monitorização de glicose sofram como [Koschinsky T. \(2001\)](#) referiu de falta de biocompatibilidade da superfície dos eléctrodos este método continua a ser alvo de grande investimento por parte dos investigadores. As principais vantagens dos sensores baseados em enzimas são as suas respostas temporais rápidas e a sua elevada especificidade a glicose. Para além disso, os eléctrodos enzimáticos de glicose são de tamanho bastante reduzido, requerendo uma quantidade de amostra de sangue menor. As desvantagens iminentes nos eléctrodos enzimáticos de glicose implantáveis baseiam-se na sua forte dependência do oxigénio e as interferências electroactivas (necessidade de potenciais elevados), obrigando a procedimentos de recalibração frequentes com um método capilar convencional [Wang \(2007\)](#). Os eléctrodos enzimáticos de glicose ainda sofrem de tempos de vida operacional reduzidos, tornando o seu uso na implantação de longo prazo inadequado. Embora os eléctrodos de glicose tenham sofrido um grande desenvolvimento com o intuito de rectificar estes problemas, estes ainda continuam a ser um grande contratempo deste método de monitorização de glicose [Wang \(2007\)](#). De referir que a Abbott Laboratories desenvolveu e comercializa um dispositivo denominado FreeStyle Navigator que permite a monitorização de minuto a minuto dos níveis de glicémia, porém o eléctrodo usado para medir a corrente eléctrica gerada pela oxidação de glicose é de descartar ao fim do quinto dia.

2.1.2 Biosensores baseados em microdiálise

O princípio básico da microdiálise consiste na inserção de uma fibra de diálise isto é uma micro agulha, equipada com uma membrana semipermeável, no tecido subcutâneo com o intuito de recolher amostras de fluido intersticial. A oxidação da glicose no dialisado do fluido intersticial recolhido resulta na geração de uma corrente eléctrica na ordem dos nanoamperes proporcional à sua concentração. Um sensor enzimático de glicose poderá então determinar de forma contínua a concentração de glicose e segundo [Koschinsky T. \(2001\)](#) a utilização deste método na monitorização

de glicose não provoca uma reacção do corpo humano a um material estranho, ou seja, é biocompatível, oferecendo ainda a vantagem de evitar perdas significativas de sinal. Este método tem como maior desvantagem a recalibração diária e a duração do tempo de medição que pode ir dos 5 aos 45 minutos. De referir que pelo menos uma empresa apresenta um dispositivo comercial baseado neste método, o GlucoDay S da Menarini Diagnostics, este dispositivo constituído por uma bomba, um biossensor e um sistema de microdiálise administra ao doente diabético um fluxo contínuo de solução de perfusão por meio de uma microfibrilha colocada por baixo da pele. A glicose presente no tecido difunde-se para o interior da fibra e é transportada para o biossensor electroquímico baseado em glicose oxidase (GOx), onde é sujeita a uma reacção química. Este processo permite que um sinal de corrente proporcional a esta reacção seja detectado e amostrado permitindo aos médicos determinar o tratamento de controlo da doença mais adequado para o paciente diabético.

2.1.3 Biosensores baseados em métodos transdérmicos

Os métodos transdérmicos baseiam-se na extracção do fluido intersticial (fluido entre as células) pela aplicação de uma energia física durante e ou após a aplicação da energia é ligado um dispositivo à pele humana que capta uma amostra de fluido intersticial com o intuito de determinar a concentração de glicose presente no mesmo, no entanto, o elevado período de tempo que o fluido intersticial demora a atravessar a pele e as irritações da pele humana que surgem durante este processo são segundo [Koschinsky T. \(2001\)](#) as maiores desvantagens deste método. Entre os diversos métodos de monitorização de glicose transdérmicos, a iontoforese reversa transdérmica destaca-se por requerer a extracção de uma amostra de moléculas de glicose através da pele humana, sujeitando-a para isso a uma corrente eléctrica de baixo nível. Apesar de ter surgido no mercado um dispositivo intitulado GlucoWatch G2 Biographer, capaz de efectuar as medições de glicémia no sangue utilizando o método da iontoforese reversa a empresa que o comercializava Animas Corp. parou de o comercializar em Julho 2008 devido às diversas complicações referidas por [Koschinsky T. \(2001\)](#) e que afectavam mais de 80% dos pacientes que usaram o

dispositivo.

2.1.4 Biosensores baseados em pressão osmótica

Os métodos baseados em pressão osmótica baseiam-se no fenómeno de osmose, que se caracteriza pela passagem de moléculas de água pela membrana semipermeável em direcção favorável ao gradiente de concentração (do meio de menor concentração de soluto para o meio de maior concentração de soluto) até que seja restabelecido um equilíbrio de concentração. A água é o solvente em todas as células, o que implica que a sua difusão se dá de forma contrária às das restantes moléculas ou iões. Uma membrana semipermeável apenas permite a passagem de solvente (moléculas de água), impedindo que o soluto (moléculas de glicose) a atravesse. De modo a forçar a passagem das moléculas de água pela membrana torna-se necessário exercer uma pressão denominada de pressão osmótica [Hardy \(2003\)](#). As variações sentidas nos níveis glicémicos no fluido intersticial (meio extracelular) podem levar à mudança de direcção do transporte das moléculas de água pela membrana semipermeável, originando um acréscimo/decrécimo da pressão osmótica. Vários factores segundo [Leal \(2010\)](#) contribuem para o sucesso deste tipo de Biosensores nomeadamente, o facto de serem materiais químicos inertes o que garante um tempo de vida operacional mais elevado que os sensores electroquímicos, o seu baixo consumo de energia 2 mW a 2,5 V factor este determinante para o sucesso do módulo proposto para alimentação do sistema (baseado energia induzida por RF). As maiores desvantagens deste tipo de bio sensor estão relacionadas com o tempo necessário para efectuar as medições dado que estas se baseiam na difusão por meio de um gradiente de concentração e este método pode ser extremamente demorado. Será portanto fulcral assegurar o fornecimento de energia ao sensor durante todo o processo de medição assegurando que o módulo proposto seja capaz de funcionar apenas com a energia RF fornecida pela estação base conforme veremos no capítulo dos resultados.

2.2 Módulos comunicação wireless para sensores

O enorme desenvolvimento na área das telecomunicações e electrónica tem forçado a expansão de dispositivos de comunicação via rádio, que surgem nas mais distintas áreas, penetrando cada vez mais este tipo de tecnologias no quotidiano de pessoas e indústria. A ausência de uma ligação por cabo e uma consequente versatilidade em termos de instalação ou posição dos dispositivos intervenientes na rede é a vantagem mais evidente das redes que se apoiam sobre este tipo de comunicação, a somar à possibilidade dos próprios emissores ou receptores poderem estar em movimento durante a comunicação. São estes factores que impelem o desenvolvimento de redes de sensores sem fios capazes de monitorizar e assistir sistemas como o desenvolvido por (Martins et al., 2010) na sua plataforma de ambiente assistido. Tal como (Martins et al., 2010) refere na sua tese os sistemas AAL requerem a interoperabilidade de um conjunto de tecnologias distintas. Juntas formam um sistema compacto que possibilitam a monitorização, tanto de parâmetros fisiológicos como ambientais, e a possibilidade de transmissão dos dados, para um gateway residencial e se necessário para o exterior. É neste contexto que as redes de sensores se tornam uma mais valia embora as mesmas tenham surgido inicialmente em aplicações militares, porém este tipo de redes tem um grande potencial para aplicações em muitas outras áreas. Com elas, passou a ser possível monitorizar vários tipos de ambientes utilizando sensores com alguma capacidade de processamento de baixo custo. O IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers), é o organismo responsável pela normalização dos standards das redes de comunicação, em particular pelos standards IEEE 802.11, considera a existência de quatro grandes grupos, em termos de redes sem-fios a saber:

- WPAN (Wireless Personal Area Network): onde se enquadram tecnologias wireless de pequeno alcance, entre 10 e 100 metros. Esta é a área de estudo e desenvolvimento normativo do grupo de trabalho 15 do IEEE, especializado nos standards WPAN. Esta área compreende as redes sem fios que utilizam dispositivos como os PDA's, PC's ou periféricos, sendo o campo de tecnologias como o Bluetooth (responsabilidade do subgrupo IEEE 802.15.1) ou IrDA. O

Low Rate WPAN, que tenta reunir uma baixa data rate, baixa complexidade e oferecer um reduzido consumo energético, faz parte integrante deste campo e é sobre ele que foi desenvolvido o ZigBee, conjunto de especificações da responsabilidade do subgrupo de trabalho IEEE 802.15.4.

- WLAN (Wireless Local Area Network): tecnologias que se destinam a redes sem fio com alcance situado entre os 100 e 300 metros, frequentemente como extensão ou alternativa a redes de cabeamento convencional (par de cobre, cabo coaxial ou fibra óptica).
- WMAN (Wireless Metropolitan Area Network): neste campo o objectivo é relativo a acessos de banda larga em redes de âmbito metropolitano, cujo alcance será em torno de 6 km.
- WWAN (Wireless Wide Area Network): o grupo mais amplo em termos de alcance, é orientado para serviços de telecomunicações (voz e dados), em longa distância de transmissão.

2.2.1 Comparação de diferentes tecnologias sem fios

Para se compararem diferentes tecnologias sem fios e respectivos standards é necessário ter em conta uma série de factores que são preponderantes no seu desempenho. Assim o quadro da figura 2.3, apresenta um resumo dos diferentes standards e elementos chave para comparação entre os mesmos. Assim podemos verificar, de uma forma sumária, algumas das principais características dos standards de redes sem fios das quais se destacam, pela importância dos requisitos que o sistema que se pretende implementar necessita, o consumo e pico de corrente, o débito, o alcance e o tempo que o sistema demora a estabelecer a ligação à rede. O consumo é de facto o elemento primordial na nossa escolha dado que o sistema requer que o mesmo seja o mais reduzido possível de modo a tornar viável a alimentação via RF evitando assim o uso de baterias que teriam de ser substituídas reduzindo o tempo de vida do implante. Da análise então do quadro da figura 2.3, verificamos que apenas quatro dos sete standards apresentados são compatíveis com este requisito de baixo

consumo, já que os standards Bluetooth, WLAN e UWB excedem em muito o limite dos 20 mA necessário para a compatibilidade com o sistema proposto.

Standard	Data Rate	Range	Join Time	Network Nodes	Peak Current / Power	Battery Life	Memory Needed	Operating Spectrum
Bluetooth	0.1-3 Mbps	1-10 m (HiPA: 100 m)	~3s	7+1	40mA	5-10 days	50-90 kB	2.4 GHz
Bluetooth Low Energy	1 Mbps	5-10 m	<100 ms	7+1	10-20mA	1 year	~50 kB	2.4 GHz
Zigbee / 802.15.4	20-250 kbps	1-100 m	30ms	Unlimited	20mA	1000+ days	30-100 kB	868 MHz, 915 MHz, 2.4 GHz
Passive RFID	868 kbps	0.01-3 m	~0.1s per read	Only 1 tag read at one time	NIL	NA	< 100 B	860 – 960 MHz, 13.5 MHz
Active RFID	10's of Mbps	0.01-100m	< 1ms per read	1000+ tags read at once	~1mW	~100 days?	< 1 MB	433 MHz
WLAN	1-54 Mbps	10-100 m	~10s	255	150-200 mA (no PA)	0.5-2 days	~0.5 MB	2.4 GHz
UWB	53-480 Mbps	3-10 m	~	127+1	~400mW	~1 day	~250 kB	3.1 – 10.6 GHz

Figura 2.3 – Comparação dos diversos standards e wireless tecnologias.

É também por esta razão que não iremos abordar estes três standards e só iremos descrever e comparar as restantes tecnologias e standards de rádio frequência, que nos permitem criar pequenas redes de sensores sem fios.

2.2.2 Tecnologia Bluetooth Low Energy

A tecnologia de comunicação sem fios Bluetooth Low Energy, formalmente designada de Bluetooth Low End Extension (LEE) e anteriormente denominada de Wibree, tem como principais características o seu baixo consumo energético e baixo custo comparado com a tecnologia Bluetooth clássica. É um padrão aberto emergente e desenvolvido pela Bluetooth Special Interest Group, é uma tecnologia de comunicação sem fios para ser aplicada em várias áreas desde a saúde, desporto e fitness, segurança, nos telefones celulares e em dispositivos portáteis. Recentemente com o lançamento do novo Iphone 4 foram apresentados algumas das potencialidades desta tecnologia, desde então outras grandes empresas seguiram o exemplo e incluíram este protocolo e tecnologia nos seus novos telefones celulares. Com a utilização da tecnologia Bluetooth Low Energy, os dispositivos podem operar durante anos com pequenas baterias de célula tipo moeda, tornando-se assim ideais para aplicações de monitorização de saúde. Nesta nova tecnologia Bluetooth Low Energy foi necessário realizar optimizações ao nível do hardware de rádio, as principais diferenças para o Bluetooth standard residem essencialmente no hardware do transceiver, no processamento do sinal digital da banda base e na redução do tamanho e formato dos pacotes. Esta tem a capacidade de fornecer uma taxa de dados até 1Mbit/s, apenas 40 em vez dos tradicionais 79 canais de emparelhamento de dispositivos e a sincronização pode ser realizada em poucos milissegundos em relação ao Bluetooth. Desta forma, esta tecnologia veio resolver a maior parte das desvantagens que o Bluetooth tradicional possuía, para além do consumo energético, também resolveu a questão do número limitado de nós que se podiam adicionar na rede. Os produtos Bluetooth Low Energy podem estar divididos em dois grupos os dual-mode e single-mode. Os módulos single-mode são destinados a serem aplicados a dispositivos compactos (sensores ou actuadores) e apenas podem comunicar entre si, os dual-mode podem comunicar também com a tecnologia Bluetooth clássica (Bluetooth V2.1 + EDR ou Bluetooth V3.0 + HS) e são destinados a equipamentos móveis como smart phones, laptops e outros dispositivos.

2.2.3 Tecnologia ZigBee

ZigBee/IEEE 802.15.4 é uma tecnologia para aplicações que requerem comunicações sem fios de baixa taxa de transmissão de dados e de baixo consumo energético. As soluções com o padrão ZigBee podem ser incorporadas em dispositivos electrónicos de consumo, oferecendo-lhes a capacidade de comunicação sem fios, que podem ser aplicados em ambientes industriais, agrícolas, transportes, residenciais e médicos. Pretende ainda ser uma tecnologia de comunicação sem fios mais barata que as existentes no mercado, como por exemplo a tecnologia Bluetooth. A ZigBee Alliance especifica um conjunto de protocolos de comunicação de alto nível, camada de rede (NWK) e de aplicação (APL), que se baseiam nas camadas mais baixas, camada física (PHY) e de Controlo de Acesso ao Meio (MAC), definidas pelo padrão IEEE 802.15.4, o qual proporciona a possibilidade de criar redes WPAN, baratas e com baixo consumo de energia, de sensores para transmissões de curto alcance operando a uma taxa de transmissão de dados entre 20 e 250kbit/s. Este tipo de redes tem como principais características a sua simplicidade de instalação, e transferência de dados confiável. A tecnologia ZigBee foi especificamente desenvolvida para permitir criar redes com um grande número de nós. Em cada rede é possível adicionar cerca de 65536 dispositivos com 16 bits e se for necessário estender a 64 bits de endereçamento. O padrão define ainda a camada rede (NWK) que permite formar três topologias de rede distintas, estrela, malha e árvore. A topologia em estrela, o coordenador é o responsável por iniciar e controlar toda a rede (similar à rede piconet em Bluetooth), não necessitando de sincronização. A maior vantagem do ZigBee é a capacidade de elaborar redes com roteamento multi-hop nas topologias em malha e árvore. Numa rede em malha podem-se incluir dispositivos de função completa (FFD) e de função reduzida (RFD), um RFD só pode comunicar com o coordenador, enquanto que um FFD pode actuar como router ou coordenador Alliance (2008).

2.2.4 Tecnologia Ultra-Wide-Band

Ultra-Wide-Band (UWB) é uma tecnologia rádio de muito baixa potência para curtas distâncias de 3 a 10 metros. Foi concebida para permitir realizar comunicações de alta velocidade sem interferências entre dispositivos electrónicos domésticos, como computadores, periféricos e dispositivos móveis. Esta tecnologia difere substancialmente dos rádios convencionais de banda estreita e de difusão espectral (Spread Spectrum), como a tecnologia Bluetooth e Wi-Fi. Esta caracteriza-se por utilizar uma banda muito larga do espectro de rádio, que lhe permite transmitir uma maior quantidade de dados num menor período de tempo relativamente às tecnologias tradicionais. Estas últimas estão sujeitas a utilizar bandas de frequência não licenciadas como 900MHz, 2.4GHz e 5.1GHz, em que cada canal de rádio é obrigado a ocupar apenas uma faixa estreita de frequências. O UWB opera num espectro de frequências recentemente legalizado, podendo utilizar frequências de 3.1GHz a 10.6GHz, ou seja, uma largura de banda com cerca de 7GHz. Desta forma cada canal de rádio pode usufruir de uma largura de banda superior a 500MHz, dependendo da sua frequência central. Além do seu amplo espectro de funcionamento, utiliza pulsos electromagnéticos para a comunicação rádio, o que permite ter um consumo de energia muito menor que o Bluetooth e taxas de transmissão mais altas que o Wi-Fi, podendo chegar aos 480Mbit/s [Gupta A. \(2007\)](#). Como é uma tecnologia emergente e de grande interesse, surgiu a WiMedia Alliance que tem como principal função desenvolver e melhorar as especificações técnicas do Ultra-Wide-Band especialmente no que se refere à camada física (PHY) e lógica (MAC), de forma a garantir a compatibilidade entre os diferentes fornecedores de tecnologia UWB, em cima dessas camadas podem estar outras de aplicação como o WirelessUSB, a próxima geração do Bluetooth, o Plug and Play Universal, entre outras. O seu curto alcance, e alta taxa de dados, fazem com que seja bastante atractiva para aplicações em redes de área corporal devido ao seu transmissor de baixa potência, de facto [Cao \(2010\)](#) diz que o padrão resultante do WBAN IEEE 802.15.6 (BAN), poderá vir a utilizar a tecnologia UWB.

2.2.5 Tecnologia Radio Frequency Identification

A RFID (Radio Frequency Identification), assim como o código de barras, fitas magnéticas, reconhecimento de voz e outras tecnologias de identificação automática, é uma tecnologia de aquisição de informação. RFID consiste num sistema em que se transmite um sinal RF para um transponder específico, que responde com outra mensagem rádio. O objectivo de qualquer sistema de RFID é transportar dados em transponders apropriados, normalmente chamados de tags, e receber dados, por meios de leitura automática numa altura e num local apropriados, para cada aplicação. RFID é usado para centenas, se não milhares de aplicações tais como prevenção de roubo automóvel, pagamento de portagens, gestão de tráfego, controlar o acesso a edifícios, etc. Os avanços na tecnologia RFID tem sido surpreendentes de tal forma que desde que em 1973 Mario W. Cardullo requereu a patente para uma etiqueta activa de RFID, até aos dias de hoje companhias por todo o mundo tem efectuado esforços no sentido de desenvolverem sistemas e aplicações com RFID. Um desenvolvimento importante recente abre novas possibilidades para novas aplicações do RFID. Desde 2002 a Philips vem sendo pioneira num padrão aberto através da EMCA Internacional, resultando no Fórum de Comunicação de campo próximo (Forum of Near Field Communication)(www.nfc-forum.org). Os principais membros deste fórum são: American Express, Anadigm, France Telecom, Innovision, Inside, LG, Logitech, Motorola, RFMD, SK Telecom, Skidata, Vodafone; E seus membros de liderança (padronizadores oficiais) são: MasterCard International, Matsushita Electric Industrial, Microsoft, Nokia, NEC, Renesas Technology, Royal Philips Electronics, Samsung, Sony, Texas Instruments e Visa International. O fórum explica como integrar sinalização ativa entre dispositivos móveis usando união de campo próximo, e usa uma aproximação que é compatível com a leitura de produtos RFID passivos existentes. Eles tem como objectivo busca de uma maneira mais fácil do usuário se interagir com meio ambiente(meio informatizado), através de formas intuitivas de comunicação, como um simples toque aos objectos inteligentes, estabelecer comunicações só ao aproximar de um outro dispositivo, etc. Eles propõem

também protocolos para troca de dados inter-operáveis e entrega de serviços independentes aos dispositivos assim como protocolos para dispositivos que ainda serão descobertas e dispositivos que ainda serão capazes de utilizar NFC (Near Field Communication). Com isso eles esperam poder incentivar os fornecedores a desenvolver os seus produtos num mesmo conjunto de especificações fornecendo aos utilizadores possibilidade de integrar produtos de diferentes fornecedores. Estabeleceram também uma certificação para ter certeza da funcionalidade completa dos produtos de acordo com as especificações do NFC Forum. Já existem vários projectos sendo desenvolvidos no mundo para a utilização do NFC, como por exemplo, seu uso como carteira electrónica para pagamento de Táxi, gasolina, café, fotocópias entre outras pequenas despesas e o que se tem visto é sua integração ao telemóvel que hoje pode ser entendido como o equipamento que mais possibilita a convergência digital. O padrão NFC para ser compatível com o tag RFID ISO 15693 que opera na banda de 13.56 MHz. Isto também possibilita que dispositivos móveis leiam esse já popular padrão de tag, e sejam compatíveis com os padrões de smartcard FeliCa e Mifare, amplamente usados no Japão. O novo padrão RFID tenta promover o uso global da tecnologia RFID, fazendo com que os produtores e consumidores tenham conhecimento sobre esta nova tecnologia e clama por oferecer um mecanismo pelo qual dispositivos móveis sem fio podem se comunicar com outros dispositivos na localidade imediata (até 20 cm de distância), preferível do que depender de mecanismos de busca dos padrões de rádio de ondas curtas populares. Um ponto crescente da tecnologia RFID está relacionado com a convergência tecnológica em torno da mesma, consolidando cada vez mais o conceito de rede sensorial numa procura crescente pela automatização de processos a monitorização através de sensores começa a adquirir um papel de elevada relevância. Com a utilização da tecnologia RFID neste tipo de aplicações as tags fazem mais do que apenas localizar e registar um activo em tempo real, na realidade actualmente já existe a junção de tags RFID com sensores de temperatura, mas uma grande variedade de sensores começam a aparecer no mercado, permitindo monitorizar desde níveis de humidade, até determinados gases. A evolução tecnológica tem tido neste campo um papel preponderante pois os desenvolvimentos na área das baterias impressas vieram potencializar as aplicações que utilizam esta

tecnologia. De uma maneira geral o sistema RFID é constituído por dois blocos uma estação emissora(Reader) e uma TAG como se pode ver na figura 2.4, nesta vemos também que as antenas servem para emitir não só os dados entre sensor e estação base mas também a energia que fará o sistema funcionar. O tag (ou



Figura 2.4 – Esquema de um sistema RFID.

transponder) é um pequeno dispositivo que serve de identificador do objecto no qual foi implementado. Quando solicitado pelo reader, devolve a informação contida dentro do seu pequeno microchip, quer esta seja apenas um simples bit ou dados sobre valores do sensor em si. As antenas do sistema consideram-se, como parte integrante do sistema, não havendo necessidade de as separar num bloco isolado. Os tags passivos não têm bateria (ou outra fonte de energia) interna para o seu funcionamento. Em vez disso a tag aproveita a energia enviada pelo reader para alimentar os seus circuitos e transmitir os seus dados armazenados de volta. O sistema proposto que veremos no capítulo seguinte apresenta um sensor cuja única alimentação provém da emissão efectuada pela estação emissora sendo por isso um sistema passivo, pois na ausência dessa emissão não funciona.

3

Sistema de monitorização sem fios

Neste capítulo apresenta-se o sistema desenvolvido em hardware, começa-se por descrever o princípio de funcionamento do circuito proposto, analisando em detalhe os seus componentes, nomeadamente o cérebro do sistema o circuito integrado TMS37157 da texas instruments designado por PaLFI (Passive low-frequency interface device), descreve-se também a constituição interna dos circuitos mais importantes e todos os passos necessários a sua configuração para funcionamento em modo wireless sem bateria. O kit de desenvolvimento da TI eZ430-TMS37157 é composto pela placa de desenvolvimento eZ430-TMS37157, um emulador usb para ligar esta placa ao PC de modo a permitir acesso e programação fácil da mesma. Uma placa de estação base e leitor RFID com ligação USB, uma placa para ligação a bateria para a eZ430-TMS37157, cabos USB e de alimentação. Na Figura 3.1 podemos ver os diversos componentes que fazem parte do kit usado para os testes de funcionamento do sistema proposto. Na apresentação que se faz de seguida do sistema iremos dar particular atenção ao sistema proposto para alimentação do circuito a RF, a escolha deste método de alimentação entre os vários sistemas de alimentação baseados nas técnicas de recolha de energia (‘‘energy harvesting’’), não se faz por acaso, dado que esta técnica é uma das mais bem desenvolvidas e estabelecidas no mercado e por isso dá-nos garantias de funcionamento necessárias para garantir a robustez do

sistema proposto. No entanto, o uso por si só de componentes preparados para



Figura 3.1 – Componentes do Kit EZ430-TMS37157

funcionar com consumos reduzidos de energia e uma alimentação contínua baseada numa técnica existente e bem estabelecida de recolha de energia, não garante por si só um baixo consumo, é necessário que se utilizem métodos de programação e desenho dos circuitos com esse fim conforme veremos de seguida.

3.1 Sistema de Alimentação Ultra Low Power

A placa de desenvolvimento eZ430-TMS37157 é composta por dois circuitos integrados preparados para funcionamento em modo de ULP (Ultra Low Power), o processador MSP430F2274 e o Transponder de Baixa frequência TMS37157. na Figura 3.2 vemos ambos os componentes na placa de desenvolvimento do kit usado para testes. O sistema proposto é capaz de funcionar no modo de ULP com um consumo global inferior a 800nA (800 nano Amperes) isto é, 0,8 micro Amperes e continuar a utilizar

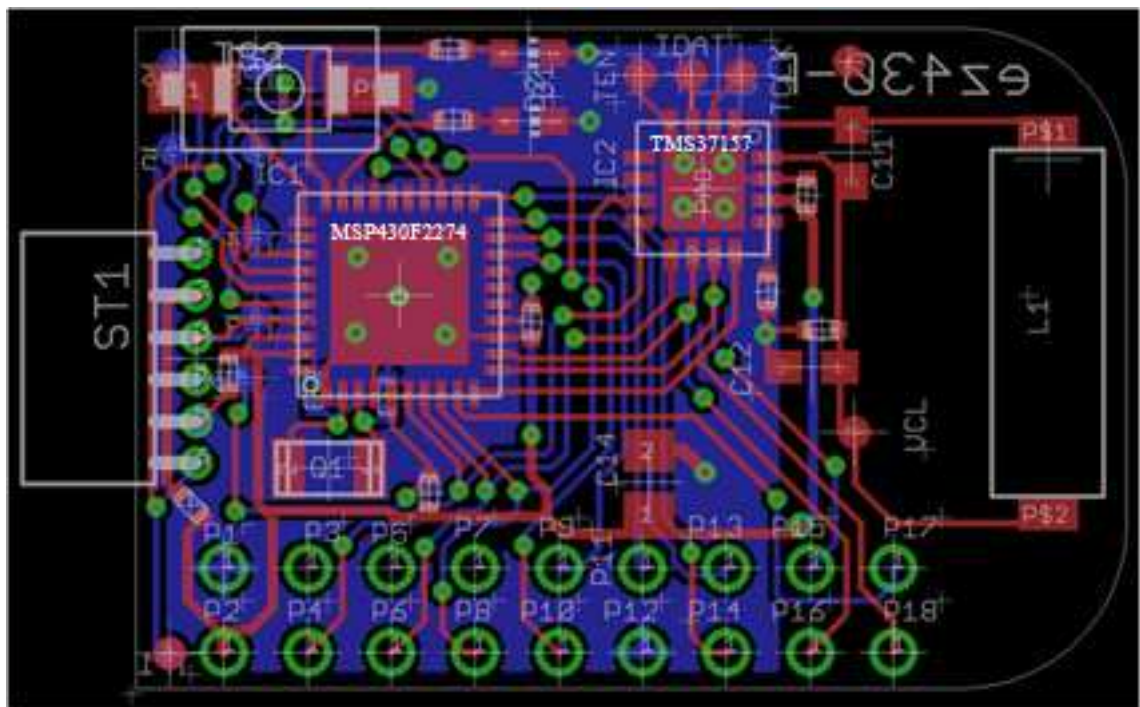


Figura 3.2 – Componentes da placa de desenvolvimento EZ430-TMS37157

a ADC para medir a temperatura. De modo ao sistema entrar em modo ULP é necessário seleccionar ao nível da sua programação qual o modo de ULP que o sistema irá entrar, sendo que os microprocessadores MSP430 possuem 5 modos de funcionamento em ULP conforme pudemos observar na tabela 3.1. Da análise da tabela fica claro que os modos de funcionamento ULP dependem de dois factores críticos, a frequência de relógios e a actividade do CPU. De fato **Bland** refere que para garantir um bom desempenho ULP a frequência de relógio usada deverá ser de 8MHz para uma tensão mínima de 2,2 Volts, refere ainda que o consumo de corrente aumenta com o aumento do Vcc, da frequência de Relógio e da temperatura. A temperatura é um factor que depende exclusivamente do desenho do circuito e tendo em conta que este sistema é suposto ser implantado estaremos a falar que, em condições normais, o sistema irá funcionar entre os 36,5°C e os 37°C, não sendo este um factor por isso que possamos alterar significativamente. Já os outros dois factores podem ser de facto controlados pelo algoritmo que for implementado e

por isso iremos analisar mais profundamente estes dois elementos e veremos o seu desempenho no capítulo dos resultados.

Tabela 3.1 – Modos de Funcionamento em ULP do Sistema **Bland**

MSP430 Ultra Low Power	
Modo	CPU e Relógios
Activo	CPU e todos os Relógios activos
LPM0	CPU e MCLK inativos, SMCLK e ACLK activos
LPM1	CPU , MCLK e DCO(se não for usado para SMCLK) inativos, SMCLK e ACLK activos
LPM2	CPU , MCLK, DCO e SMCLK inativos, ACLK activo
LPM3	CPU , MCLK, DCO, SMCLK e Gerador DC inativos, ACLK activo
LPM4	CPU , MCLK, DCO, SMCLK, Gerador DC e ACLK inativos

Para já fica o gráfico da Figura 3.3 onde é possível verificar a variação da frequência de relógio MCLK versus a tensão necessária para um óptimo desempenho, de referir que tensões inferiores á especificada resultarão em resultados pouco confiáveis. Da análise do gráfico resulta que para obter o máximo desempenho dos programas em execução com a menor frequência de relógio possível é necessário utilizar os 8MHz referidos anteriormente e consequentemente os 2,2 Volts. Já na fase de programação podem ser utilizadas frequências e tensões superiores. A diminuição apenas da frequência de relógio apesar de trazer uma, diminuição da corrente necessária para o sistema funcionar, aumenta o ciclo de actividade para o mesmo tipo de processamento podendo por isso anular os ganhos obtidos na sua diminuição. Dependendo do nível de LPMx que nos encontramos teremos diversas possibilidades para retirar o processador e consequentemente o sistema do modo ULP, assim e no modo LPM4 o mais profundo e com menor consumo dado que todos os sistemas estão inactivos, a única possibilidade que existe para acordar o sistema é usar um estímulo externo. Á medida que vamos subindo no modo LPMx maiores serão as possibilidades de acordar o sistema, podendo usar temporizadores ou outros estímulos. Uma outra

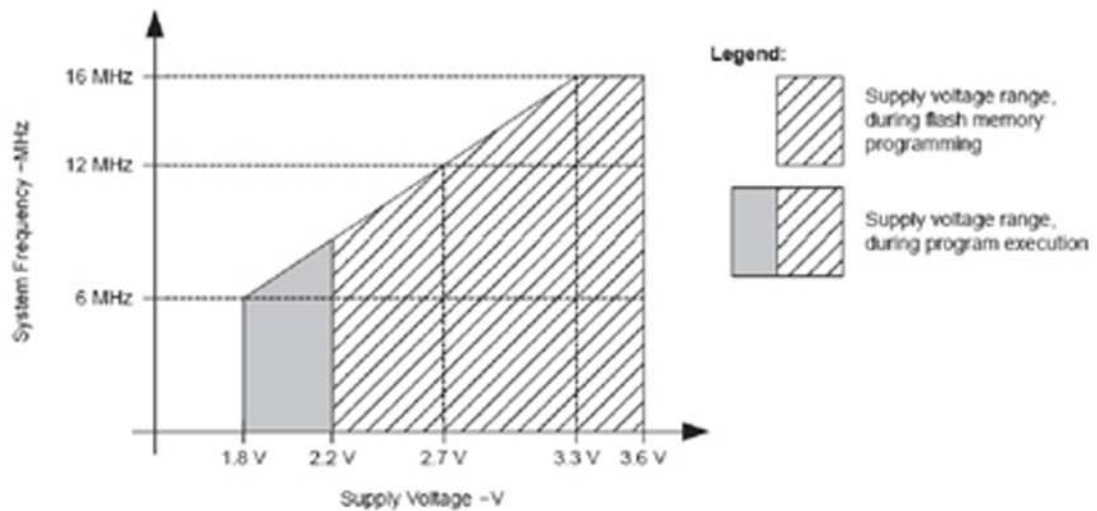


Figura 3.3 – LPO Frequência versus Tensão alimentação Bland

consideração a ter, quando pretendemos utilizar a mínima energia possível, tem a ver com o facto de a maior parte dos pinos do microprocessador MSP430 se encontraram preparados para ser utilizados para quatro funções, Entrada/ Saída, Temporizador/ Relógio/ entrada ACLK, Saída ACLK, Entrada ADC10. Esta multiplicidade de funções que cada pino pode tomar e que cabe ao programador definir pode ter em alguns casos efeitos indesejáveis, nomeadamente pode levar a perda de energia por correntes parasitas. Para evitar este efeito, dado que como um engenheiro da NASA uma vez disse ‘‘cada Joule perdido é um Joule que não se pode mais recuperar’’, devemos definir para os pinos que não estão a ser utilizados, a função de Saída e colocar esta a zero, evitando assim as perdas por este efeito. Para medir os ganhos da utilização dos modos LPMx no capítulo resultados iremos adoptar alguns procedimentos experimentais de modo a conseguirmos ver os vários efeitos anteriormente referidos.

3.1.1 Sistema de Relógios do MSP430

Como vimos anteriormente, os modos de LPMx dependem dos diversos dispositivos que estão ligados, do CPU, dos relógios e da velocidade que estes se encontram

ligados, na Figura 3.4 podemos ver o sistema de relógios dos microprocessadores MSP430, da figura fica claro que o sistema possui 3 relógios internos e que pode funcionar a partir de qualquer um deles independentemente. Os relógios são ACLK ou relógio auxiliar, o MCLK ou relógio principal do sistema e o SMCLK ou relógio secundário do sistema. Tipicamente o CPU funciona com o MCLK, este é o relógio

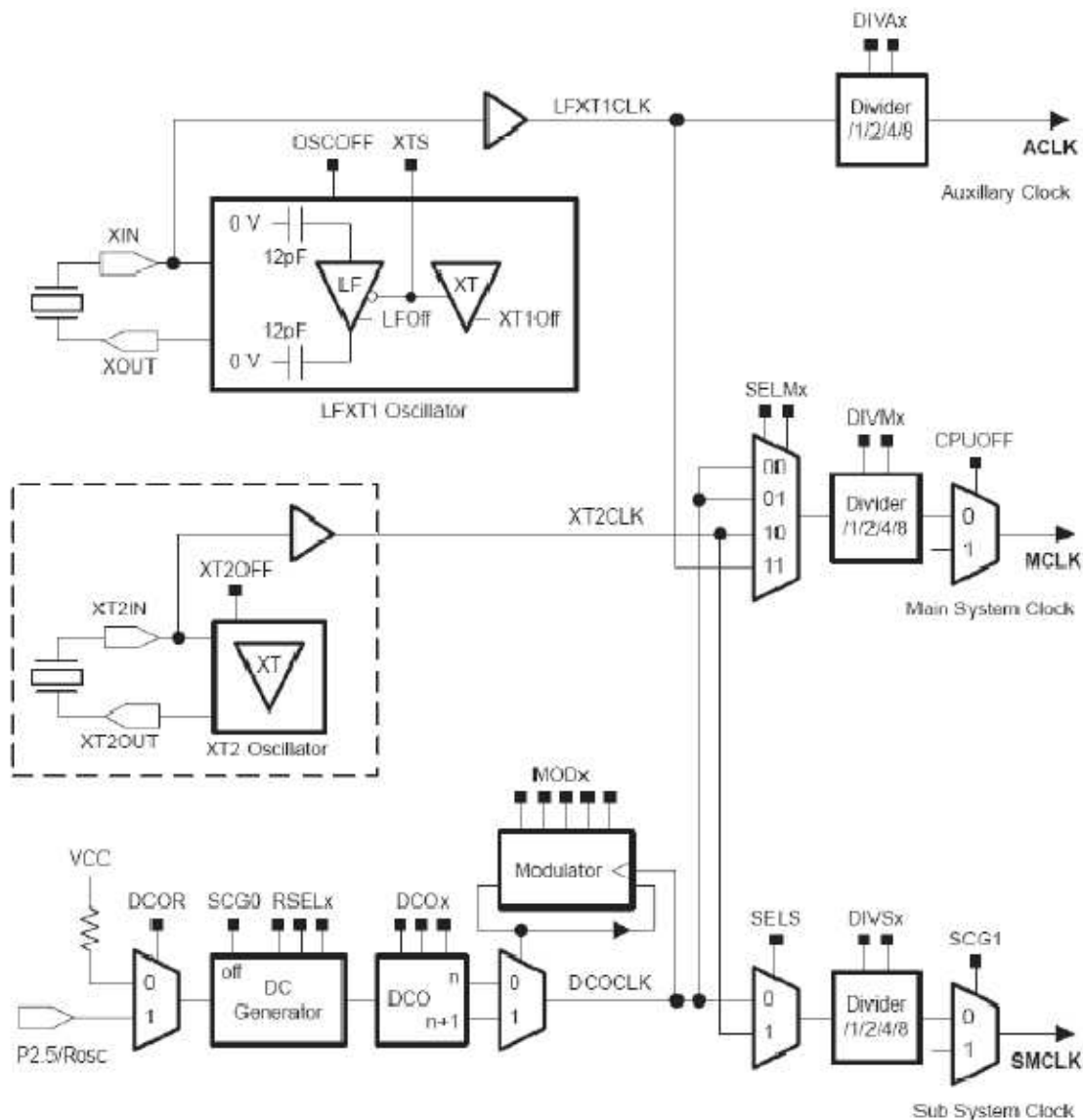


Figura 3.4 – Sistema de relógios dos MSP430 Bland

cuja velocidade em geral queremos maior e como consequência aquele que consome

mais energia também. Depois existem dois tipos de periféricos que podemos querer nas nossas aplicações, os rápidos que irão funcionar á mesma velocidade do CPU e daí estarem dependentes do relógio SMCLK e os lentos que irão estar dependentes do relógio ACLK. Um outro aspecto que ressalta também é que o relógio MCLK pode ser gerado a partir do modulo VLO - Very low power-Low frequency Oscillator, ou do cristal ou do modulo do DCO-Digitally Controlled Oscillator, já o relógio ACLK só pode ser gerado a partir do VLO ou do cristal e o relógio SMCLK só pode ser gerado a partir do DCO. Das três fontes possíveis para gerar os sinais de relógio cada uma possui determinadas capacidades ou características específicas, assim o VLO gera sinais dos 4 aos 20kHz (tipicamente 12kHz) e consome cerca de 500nA em standby este é o sistema de relógio que consome menos energia e por isso só é desligado em LPM4. Já o DCO gera sinais dos 0 aos 16MHz não necessita de qualquer outro sinal e em geral vem calibrado de fabrica na memória flash para funcionar nos 1,8,12,16 MHz. Por defeito quando o sistema arranca o SMCLK e o MCLK são gerados a partir do DCO numa frequência aproximada dos 1,1Mhz o ACLK é gerado a partir do cristal com um condensador interno de cerca 6 pF e caso este falhe é gerado a partir do VLO. Os registadores DCOCTL, BCSCCTL1, BCSCCTL2, and BCSCCTL3 configuram a operação básica dos módulos de relógio e podem ser reconfigurados por software a qualquer momento durante a execução dos programas. Dado que o VLO não consome corrente quando não está a ser usado, este modulo é o que funciona no modo LPM3, um dos mais profundos, veremos que neste módulo a placa de desenvolvimento ez430-tms37157 consome apenas 6 micro Amperes. Os contadores são fundamentais em qualquer aplicação e o msp430f2274 possui dois o TIMER A e o TIMER B, ambos são controlados por registadores de módulos com 16 bits

3.2 Indução Magnética ‘‘Energy Harvesting’’

Qualquer sensor necessita de energia para funcionar, no capítulo anterior estivemos a ver alguns procedimentos que irão permitir poupar energia garantindo, deste modo,

que o nosso sensor dará o melhor uso a cada Joule que utiliza. Se essas técnicas nos permitem aumentar o tempo de utilização do nosso sensor por um lado, pelo outro não deixa de ser necessário ter energia para as mesmas poderem ser utilizadas. Para alimentar o nosso sistema optamos por utilizar a técnica de indução magnética, apesar de existirem muitos outros métodos de recolha de energia externa ao circuito para a sua alimentação, [Hankle \(2010\)](#). A Figura 3.5 apresenta os vários tipos de técnicas usadas para recolha de energia pela TI. Assim para além da indução

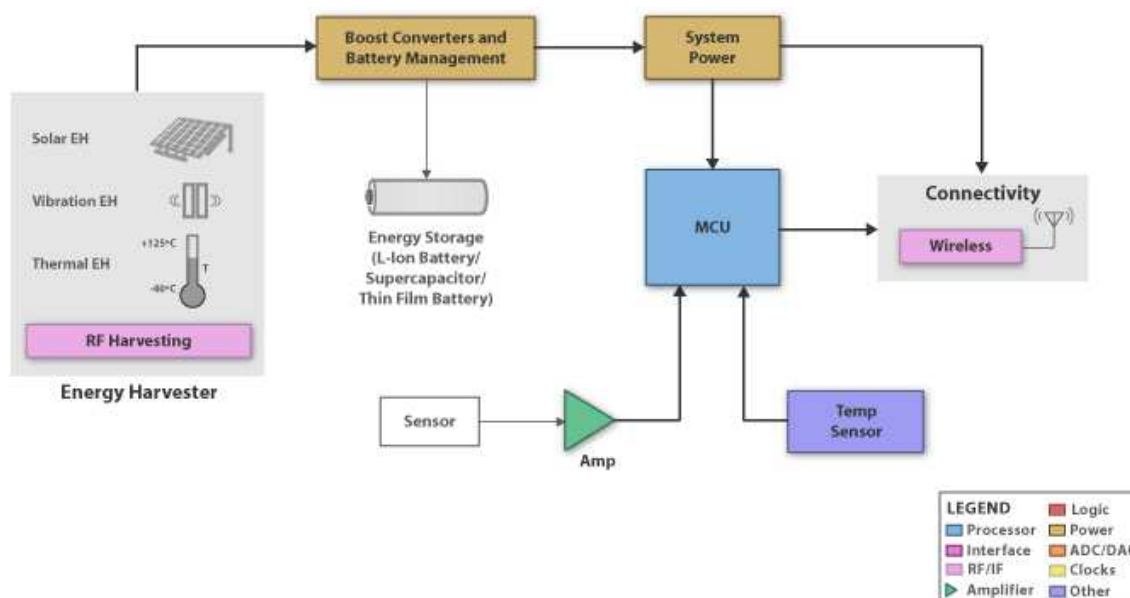


Figura 3.5 – Sistemas de recolha de energia [Bland](#)

magnética também é possível usar outros tipos de energia como a solar, térmica ou a energia produzida pelas vibrações, existem vários circuitos desenhados pela TI que permitem a utilização deste tipo de energias, no entanto, o nosso sistema foi desenhado a pensar apenas na indução magnética fornecida por RF já que o kit TMS37157 está desenhado para utilizar este tipo de energia. Por outro lado RF é correntemente usada por milhões de transmissores espalhados por todo o mundo, sendo por isso um tipo de energia disponível e em quantidade suficiente para tornar um sistema de baixo consumo viável extendendo o ciclo de vida das baterias comuns [Harb \(2011\)](#). Para medir o consumo do sistema proposto, foi montado o esquema da Figura 3.6 onde um multímetro de precisão se encontra em série com o circuito,

depois foram elaborados 2 programas distintos um utilizando código dedicado para atingir o máximo de performance no modo ULP o outro sem qualquer preocupação com este tipo de código.

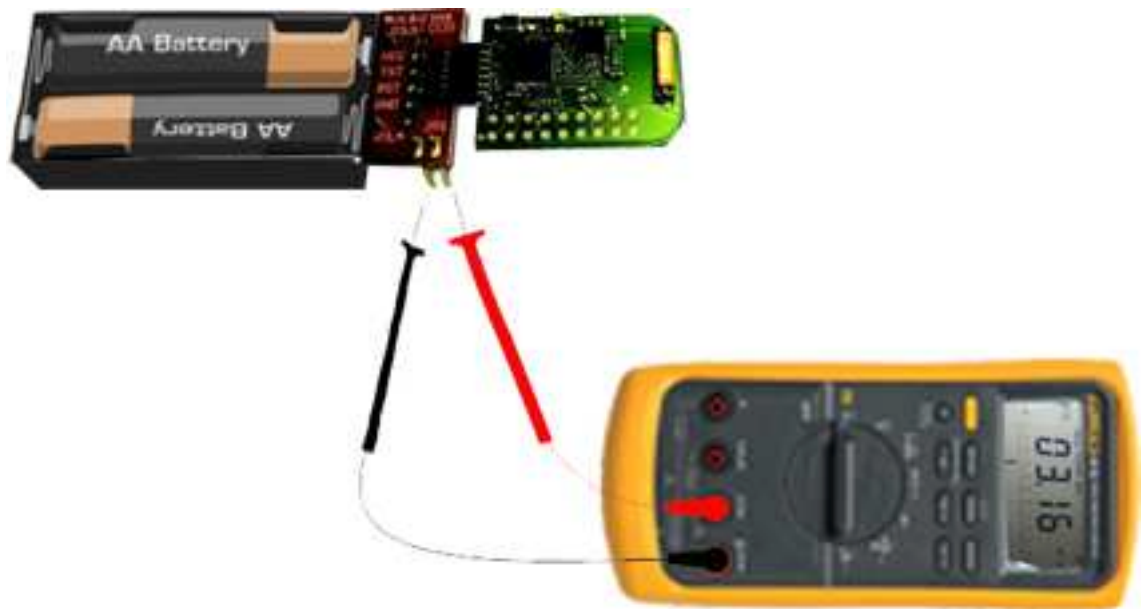


Figura 3.6 – Montagem teste de consumo corrente

Em ambos os casos é efectuada uma leitura do conversor analógico digital de modo a obter uma amostra da temperatura depois mediante o valor da temperatura o led verde é ligado ou desligado. Quando o led está ligado o sistema consome cerca de 3 mA em ambos os programas, conforme se pode ver no multímetro da Figura 3.7. Com o led desligado a programação específica para ULP faz toda a diferença e o sistema neste modo apresenta um consumo máximo de 278,4 μ A, no entanto, este consumo é apenas um pico pois a maior parte do tempo o sistema está a consumir apenas 143,6 μ A, os picos de corrente acontecem durante a conversão analógico digital. Já quando o sistema se encontra no modo de programação tradicional, sem utilização dos modos de standby, o consumo ronda os 1,2 mA, isto é quase 10 vezes mais que quando programado para ULP. O facto de todos os relógios estarem activos, neste tipo de programação, influencia significativamente o consumo de corrente. Pelos testes anteriores percebe-se que não basta que um sistema seja concebido

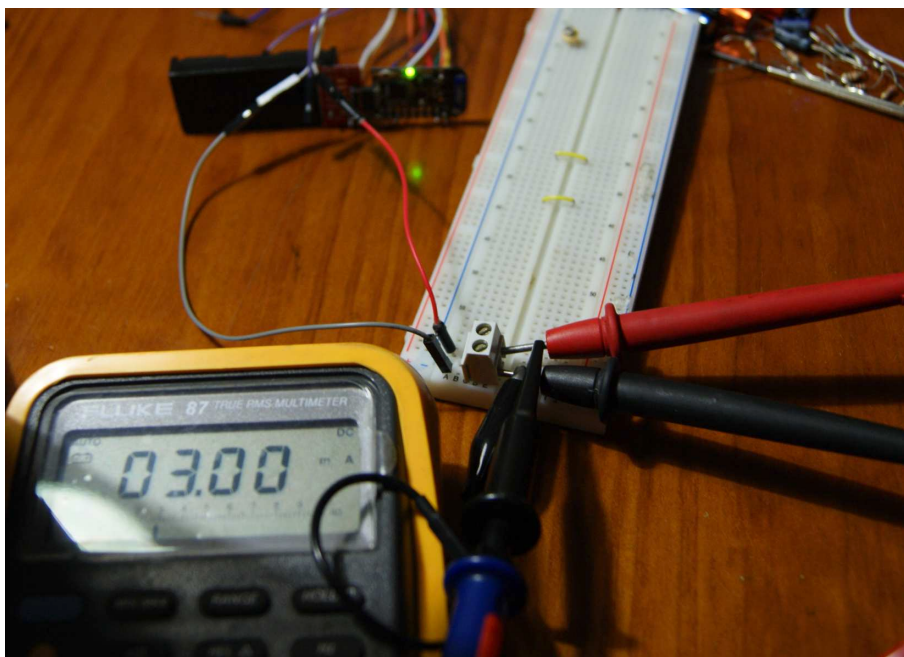


Figura 3.7 – Montagem teste de consumo corrente

para funcionar em ULP que o mesmo vai ter consumos reduzidos, para consumir pouca energia o programador tem um papel importante e sem o mesmo o sistema não irá produzir os efeitos desejados. A título exemplificativo se considerarmos uma bateria CR2032 cuja capacidade seja 225 mAh significava que no modo tradicional de programação o sistema iria funcionar cerca de 8 horas enquanto quando programado para funcionar em ULP o sistema iria funcionar cerca de 60 dias em modo contínuo.

4

Programação e testes

Neste capítulo apresenta-se o programa desenvolvido para funcionar como central, este programa segue a linha do desenvolvido por [Martins et al. \(2010\)](#) embora utilize um ambiente de desenvolvimento diferente. O ambiente de desenvolvimento escolhido foi o Visual Studio pela sua rápida e fácil compreensão.

4.1 Ambiente gráfico

A aplicação possui uma interface gráfica inicial, onde o utilizador é informado sobre o estado de ligação a cada um dos sensores e módulos existentes, este módulo é inicializado com a inicialização do programa e garante que todo o sistema está a funcionar permitindo ao utilizador corrigir qualquer falha como por exemplo o facto de os adaptadores bluetooth ou ZigBee não se encontrarem devidamente ligados ao computador. A Figura 4.1 mostra o aviso que o sistema produz quando o sistema não consegue ligar a um dos sensores. Após este passo o sistema permite ao utilizador efectuar várias opções por intermédio de um menu tabular. Para além da Aplicação Principal onde o utilizador é informado sobre o estado dos vários sensores automação residencial como fluxo de água, temperatura e humidade ambiente, detecção de



Figura 4.1 – Erro de ligação ao Sensor ZigBee

movimento e detecção de abertura de portas. Existem também vários sensores pessoais como Temperatura corporal, electrocardiograma, SpO2, ritmo cardíaco e glucose. O sistema possui ligação a uma base de dados onde são registados todos os valores referentes a cada um dos sensores a cada hora podendo o utilizador consultar qualquer um desses valores no separador BDHistórico. Do lado esquerdo, existe um dispensador de comprimidos, que nos permite agendar para uma determinada hora um medicamento que o utilizador deve tomar.

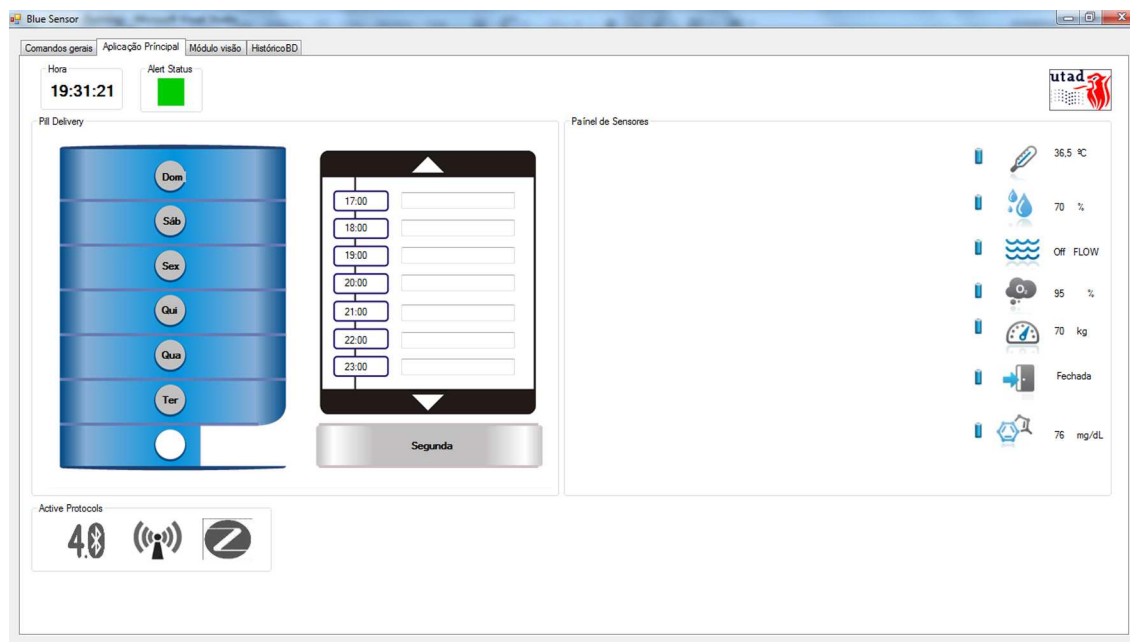


Figura 4.2 – Separador da Aplicação Principal

4.2 Base de Dados

A base de dados representa um dos principais avanços da aplicação, pois permite a consulta do histórico do sistema, registando todos os dados referentes a cada sensor e permitindo ao utilizador a sua consulta em datas posteriores a actual. O dispensador permite ao sistema verificar se o utilizador tomou o comprimido sinalizando a acção na base de dados para posterior consulta.

4.3 O Fluxograma

Embora seja apenas constituída por uma tabela a base de dados representa um avanço significativo permitindo ao utilizador a consulta de todo o histórico e a análise detalhada de cada Parâmetro. O fluxograma da Figura 4.3 apresenta a estrutura do programa, neste podemos observar as três camadas que o constituem. A primeira camada é responsável pela aquisição dos dados, dados esses, provenientes da estação base ZigBee e Bluetooth 4.0. A segunda camada da aplicação tem como principal função analisar e converter os dados recolhidos, por sua vez a terceira camada é responsável por apresentar os dados na interface gráfica. A primeira camada do software, comunica directamente com os coordenadores ZigBee e Bluetooth 4.0 que se encontram conectados ao PC através de portas USB. Esta tem como função abrir uma porta série virtual e permanecer constantemente à espera da chegada de novos dados ao buffer. Paralelamente, uma thread analisa constantemente os dados existentes no buffer, verificando se este contém pacotes completos. Nesse sentido, é feita uma pesquisa pelos bytes de Start (53 4F 46) e Stop of Packet (45 4F 46), que indicam o início e fim de um novo pacote. Em seguida, esses bytes são removidos e o conteúdo do pacote é passado para a segunda camada, que tem como função analisar e converter o seu conteúdo. Inicialmente, é feita uma análise ao cabeçalho do pacote, onde é obtida a informação que indica qual o tipo de sensor que o gerou (sensID), é também verificado o campo de número de sequência do pacote (seqNum) de forma a verificar se ocorreu perda de pacotes. Se o campo sensID do pacote

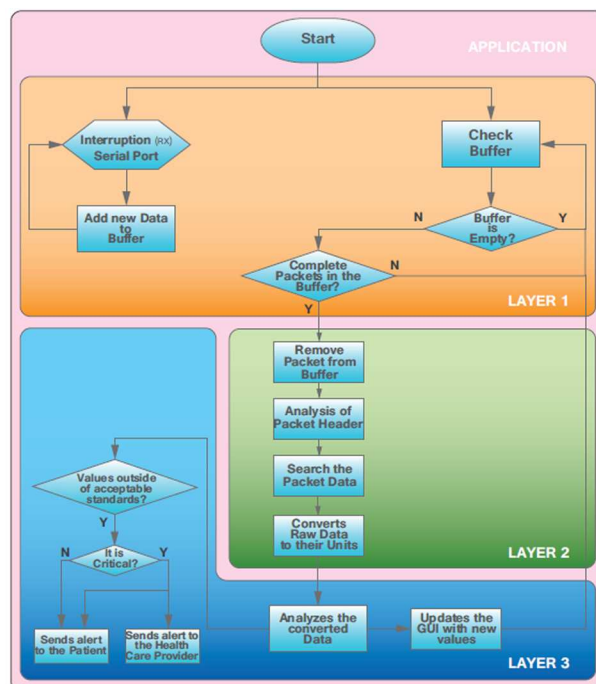


Figura 4.3 – Fluxograma da aplicação Martins et al. (2010)

corresponder a um sensor fisiológico, o campo pertencente aos níveis de bateria (batStat) é analisado e convertido para Volt, caso seja de um sensor de automação residencial, este campo não é analisado, pois estes sensores estão conectados á rede de energia eléctrica e por isso não possuem baterias, estando o seu valor sempre no máximo (0xFF) Martins et al. (2010). Por fim, dependendo do tipo de sensor (sensID), os dados (Data) contidos no pacote são convertidos para as suas unidades respectivas. Foram definidos os seguintes tipo de sensores 9 tipos de sensores cujas ID vão respectivamente de 0 a 8. Para cada um dos sensores anteriormente definidos foram criadas uma série de condições de alarme as quais são activadas mediante a análise dos valores actuais e tendo em quanta o histórico.

4.4 Gestão das condições de Alarme

A camada 3 da aplicação, para além de responsável por analisar as informações obtidas e realizar as suas representações gráficas, é também responsável pela gestão de toda a alarmística (através de um conjunto de condições). Ou seja, possui implementadas algumas condições que avaliam e determinam se as informações, de alguns, dos sinais vitais obtidos estão dentro do padrão fisiológico humano, e uma simples avaliação da rotina diária, baseada no número de horas em que não é detectada actividade dentro da habitação. Quando estas situações anómalas são detectadas, o sistema possui a capacidade de emitir avisos, tanto para o utilizador, como para fora da habitação onde este se encontra. Quando os valores obtidos se encontram fora destes limites automaticamente é disparado um alarme. Os limites impostos foram baseados nos parâmetros vitais normais, por exemplo, a temperatura corporal normal de um indivíduo saudável é de aproximadamente 37.C, para a avaliação deste sensor estabeleceu-se a seguinte condição, se a temperatura corporal obtida estiver 2.C acima do normal, é considerada uma temperatura anormal que pode indicar uma situação febril, por outro lado se registado 2.C abaixo também é considerada anormal podendo assinalar indícios de uma hipotermia. De facto o sistema é capaz de analisar não só a temperatura actual mas também compara a mesma com as 2 leituras anteriores, deste modo se a temperatura do utilizador estiver a subir o sistema mudará para um nível de alerta superior mais rapidamente. No sensor de oximetria de pulso SpO2, as taxas normais de oxigénio no sangue humano são na ordem dos 95 a 100%, assim estabeleceu-se esse limite inferior para detectar as situações anormais, deste sinal vital. Por outro lado, esta análise primária dos dados também se revela bastante útil para informar os utilizadores do seu estado saúde, por exemplo no caso do sensor de pressão arterial, nem todos sabem analisar os valores obtidos, pois o resultado depende da relação entre dois valores, o da pressão arterial sistólica e diastólica. Para além dos dados provenientes dos sinais fisiológicos, o sistema, possui um conjunto de sensores de automação residencial. Normalmente este tipo de sensores, não necessitam de mobilidade, e por isso não requerem alimentação própria, podendo estar conectados directamente á

rede eléctrica do edifício, deste modo o campo referente ao nível de bateria (batStat) encontra-se sempre no seu máximo (0xFF). No caso do fluxo de água e de abertura de portas, estes funcionam como sensores do tipo ligado/desligado, o primeiro, indica se existe ou não fluxo de água, o segundo é capaz de informar o sistema se uma porta se encontra aberta ou fechada. Por este motivo, a estação base só envia para a aplicação pacotes desses sensores, apenas quando ocorre uma transição do estado em que se encontrava anteriormente.

4.5 Módulo de Visão

Neste módulo pretendeu-se implementar um sistema capaz de efectuar reconhecimento facial, utilizando o a biblioteca EmguCV. A adição deste modulo ao trabalho desenvolvido por [Martins et al. \(2010\)](#) visa possibilitar a análise da estrutura facial dos utilizadores, assim o sistema irá periodicamente tirar fotografias ao utilizador e por exemplo quando o sistema não reconhece o utilizador irá solicitar aos vários sensores dados relativos ao seu estado, deste modo podem ser prevenidas algumas situações como ataques cardíacos, ABC's ou outros cujos sintomas incluem alterações faciais. A Figura 4.4 apresenta o sistema com o módulo de visão em funcionamento. O

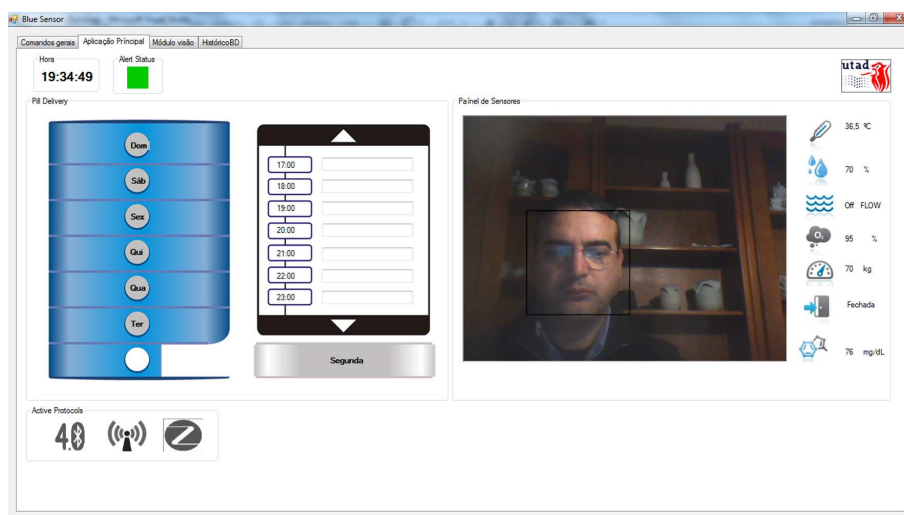


Figura 4.4 – Aplicação Principal com módulo de visão

sistema usa as haarcascades para efectuar a detecção da face e o sistema de EigenDistances e EigenFaces para efectuar o reconhecimento facial.

4.6 O SensorTag

O SensorTag é um dispositivo ULP desenvolvido pela TI e que incorpora 8 sensores ligados ao Circuito integrado CC2541 e que vem demonstrar o potencial da tecnologia BLE. A Figura 4.5 apresenta o dispositivo referido bem como a localização na placa dos diversos sensores implantados. De referir que este dispositivo pode funcionar com os oito sensores em simultâneo e que funciona com uma pilha CR2032. No

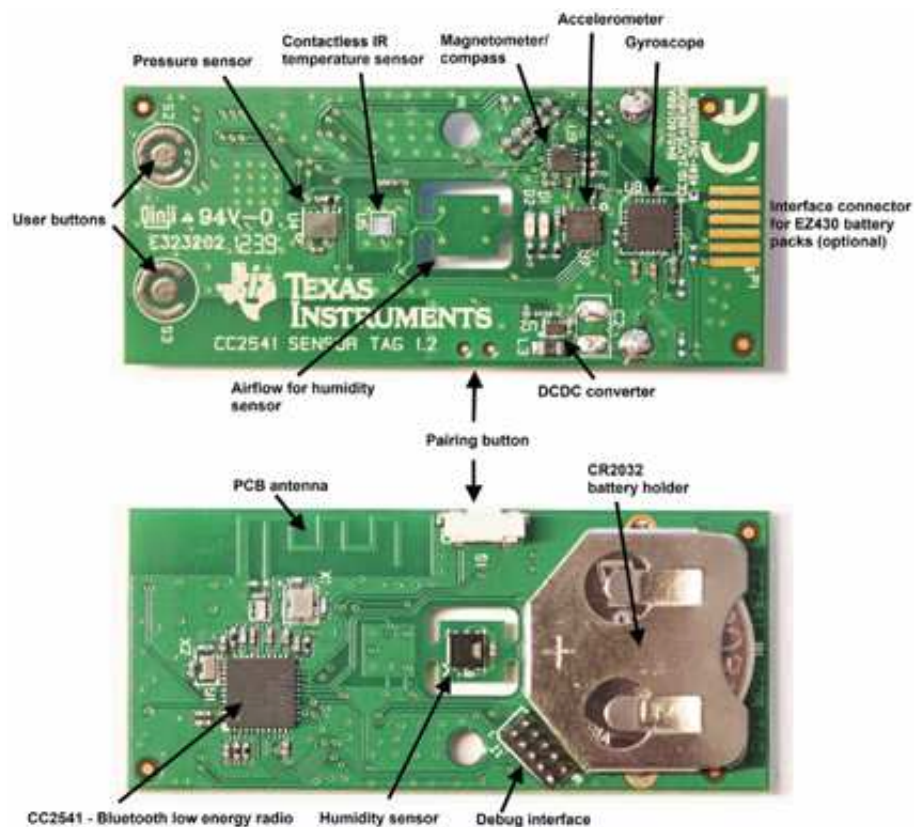


Figura 4.5 – Dispositivo SensorTag

decorrer do desenvolvimento deste trabalho a TI desenvolveu este sensor a que

chamou SensorTag e que corresponde ao bloco mais a escuro e que se encontra rodeado a tracejado na Figura 4.6, os restantes blocos correspondem ao TMS37157, no decorrer deste capítulo veremos como este Sensor prova o conceito exposto neste trabalho e demonstra inequivocamente que a tecnologia BLE representa um avanço significativo na área da transmissão para sensores de baixo custo e consumo reduzido. Tal como descrito no diagrama de blocos proposto o sistema possui o transmissor

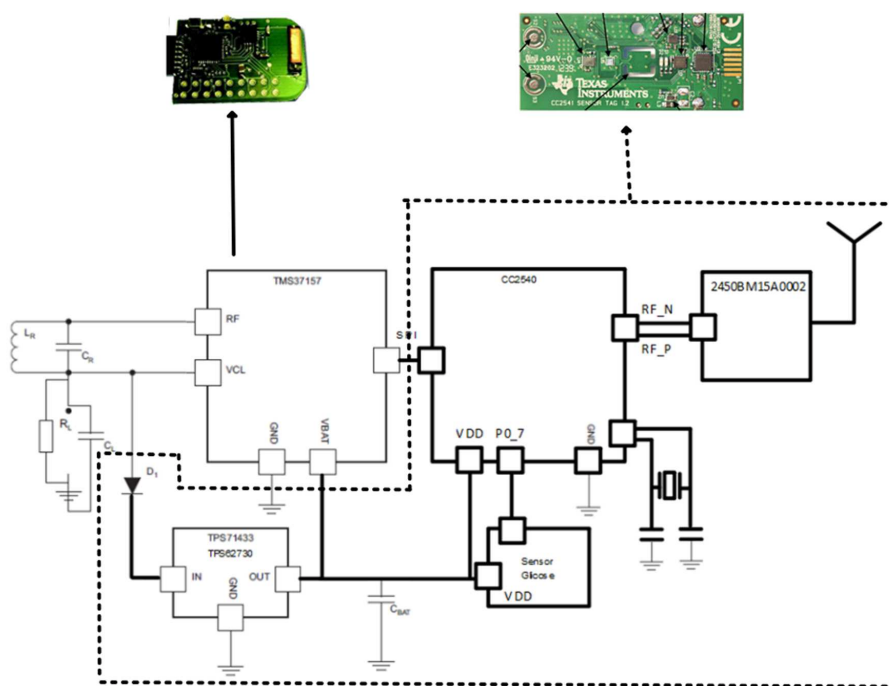


Figura 4.6 – Dispositivos TMS37157 e SensorTag

bluetooth constituído pelo chip CC2541, o Conversor DC/DC 62730, uma antena e respectivo circuito de normalização de impedância e não 1 mas 8 sensores ligados ao Chip CC2541 e que permitem ao utilizador receber uma grande variedade de dados do mundo que o rodeia. Como foi referido o SensorTag inclui 8 sensores que passamos a descrever.

4.7 O Sensor de temperatura por Infravermelhos

Sensor de temperatura por Infravermelhos (Texas Instruments TMP006): Este sensor permite ler a temperatura dos corpos ou objectos á distancia bem como a temperatura ambiente, pode por isso ser usado em conjunção com o sensor de humidade para controlar um ar condicionado mantendo a temperatura e humidade ambiente num nível que seja ideal para o utilizador. Os perfis dos diversos sensores encontram-se alinhados com os perfis oficiais da Bluetooth SIG. Assim cada sensor apresenta uma chave de 16 bit única, embora a mesma faça parte de uma chave base de 128 bit UUID (Universally Unique Identifier), assim a chave 128 bit base da TI é F0000000-0451-4000-B000-000000000000 e esta é usada por todos os sensores, no entanto, por razões práticas apenas os 16 primeiros bit serão referenciados de seguida. Como exemplo um sensor como o sensor de temperatura cuja chave é F0000000-0451-4000-B000-00000000**AA01** será referido com tendo a chave UUID 0xAA01 ou apenas AA01.

A Figura 4.7 apresenta os dados referentes ao sensor de temperatura TMP006. O

IR Temperature Sensor				
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format
<Data>	AA01 *	0x25	Read/Notify	ObjLSB ObjMSB AmbLSB AmbMSB (4 bytes)
<Data Notification>		0x26	R/W	2 bytes
<Configuration>	AA02 *	0x29	R/W	1 byte

Figura 4.7 – Sensor temperatura: configurações

Chip CC2541 usa I2C (two-wire interface) para interagir com os diversos sensores, para configurar um qualquer sensor deve-se escrever para a sua configuração de características *GATT – CLIENT – CHAR – CFG – UUID* o valor 01 00. Após receber este valor os dados são enviados assim que forem actualizados. Cada sensor é activado escrevendo 0x01 e desactivado escrevendo 0x00 na sua configuração. Os dados referentes a este sensor são actualizados a cada segundo sendo que são efectuadas 4 medidas durante cada segundo e a média das mesmas é o valor guardado.

4.8 O Acelerómetro de 3 eixos

A configuração do acelerómetro de 3 eixos pode ser vista na Figura 4.8 tal como em qualquer outro sensor a central para obter dados do mesmo deverá enviar o comando 0x01 para activar o mesmo, efectuar a leitura dos dados e desactivar o mesmo após a obtenção dos dados com o comando 0x00.

Accelerometer					
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format	Description
<Data>	AA11 *	0x2D	Read/Notify	X : Y : Z (3 bytes)	
<Data Notification>		0x2E	R/W	2 bytes	
<Configuration>	AA12 *	0x31	R/W	1 byte	
<Period>	AA13 *	0x34	R/W	1 byte	Period = [Input*10]ms

Figura 4.8 – Acelerómetro: configurações

4.9 O Magnetómetro de 3 eixos

A configuração do Magnetómetro de 3 eixos pode ser vista na Figura 4.9 tal como em qualquer outro sensor a central para obter dados do mesmo deverá enviar o comando 0x01 para activar o mesmo, efectuar a leitura dos dados e desactivar o mesmo após a obtenção dos dados com o comando 0x00. O magnetómetro em conjunção com o

Magnetometer					
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format	Description
<Data>	AA31 *	0x40	Read/Notify	XL SB XMSB YLSB YMSB ZLSB ZMSB	
<Data Notification>		0x41	R/W	2 bytes	
<Configuration>	AA32 *	0x44	R/W	1 byte	
<Period>	AA33 *	0x47	R/W	1 byte	Period = [Input]ms

Figura 4.9 – Magnetómetro: configurações

acelerómetro pode dar pistas importantes sobre se o utilizador está a movimentar-se e inclusive pode nos dizer se o mesmo caiu permitindo ao sistema reportar essa situação e se necessário em caso de emergência avisar as autoridades competentes.

4.10 O sensor de Humidade

A configuração do O sensor de Humidade pode ser vista na Figura 4.10 tal como em qualquer outro sensor a central para obter dados do mesmo deverá enviar o comando 0x01 para activar o mesmo, efectuar a leitura dos dados e desactivar o mesmo após a obtenção dos dados com o comando 0x00. Este sensor permite a obtenção de 2

Humidity Sensor				
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format
<Data>	AA21 *	0x38	Read/Notify	TempLSB TempMSB HumLSB HumMSB (4 bytes)
<Data Notification>		0x39	R/W	2 bytes
<Configuration>	AA22 *	0x3C	R/W	1 byte

Figura 4.10 – O sensor de Humidade: configurações

tipos de dados de cada vez que é consultado, temperatura ambiente e Humidade respectivamente. Este sensor demora cerca de 64ms a efectuar medições.

4.11 O Barómetro

A configuração do Barómetro pode ser vista na Figura 4.11 dado que para calcular a pressão barométrica utilizamos a temperatura, este sensor também faz a sua leitura e envio, os dados são enviados nesta ordem temperatura e pressão barométrica. Este

Barometric Pressure Sensor				
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format
<Data>	AA41 *	0x4B	Read only	TempLSB TempMSB PressLSB PressMSB (4 bytes)
<Data Notification>		0x4C	R/W	2 bytes
<Configuration>	AA42 *	0x4F	R/W	1 byte
<Calibration>	AA43 *	0x52	Read only	C1LSB C1MSB...C8LSB C8MSB (16 bytes)

Figura 4.11 – O Barómetro: configurações

sensor pode ser usado na nossa aplicação para informar o utilizador como irá estar o tempo permitindo assim a correcta escolha de vestuário por parte do mesmo para usar durante o dia.

4.12 O Giroscópio

A configuração do Giroscópio pode ser vista na Figura 4.12 o giroscópio permite detectar rotações logo pode ser usado nas detecções referidas anteriormente com o acelerómetro. O giroscópio fornece-nos informações sobre a rotação do sensor

Gyroscope				
Type	UUID	Handle	Read/Write	Format
<Data>	AA51 *	0x55	Read Only	XLSB XMSB YLSB YMSB ZLSB ZMSB
<Data Notification>		0x56	R/W	2 bytes
<Configuration>	AA52 *	0x44	R/W	1 byte

Figura 4.12 – O Giroscópio: configurações

podendo por isso ser usado com os restantes sensores de movimento.

4.13 Programação para Bluetooth 4.0

Na Figura 4.13 vemos um resumo de todas as configurações e serviços que o SensorTag tem disponível. Para conectar um dispositivo Bluetooth é necessário iniciar o serviço com a chamada: `BLE.startBLE` De seguida devemos iniciar a procura de dispositivos para tal passaremos um array vazio de UUIDs para o método `startScan`.

Neste momento um Iphone ou um IPAD irão procurar dispositivos que estejam

```
DIM uuid(0) AS STRING
BLE.startScan(uuid)
```

a efectuar advertising e assim que encontram um desses dispositivos chamaram a rotina `BLEDiscoveredPeripheral`. De seguida colocamos o enxerto do código referido. Como nesta fase estamos interessados em achar o SensorTag e não qualquer outro serviço comparamos o nome do dispositivo achado pelo Iphone ou IPAD com ‘‘TI BLE Sensor Tag’’ e mediante a resposta salvamos o periférico achado numa variável global, para que quando a subrotina termine o sistema operativo não discarte o mesmo. Após esta fase efectuamos o pedido de ligação ao mesmo com o comando

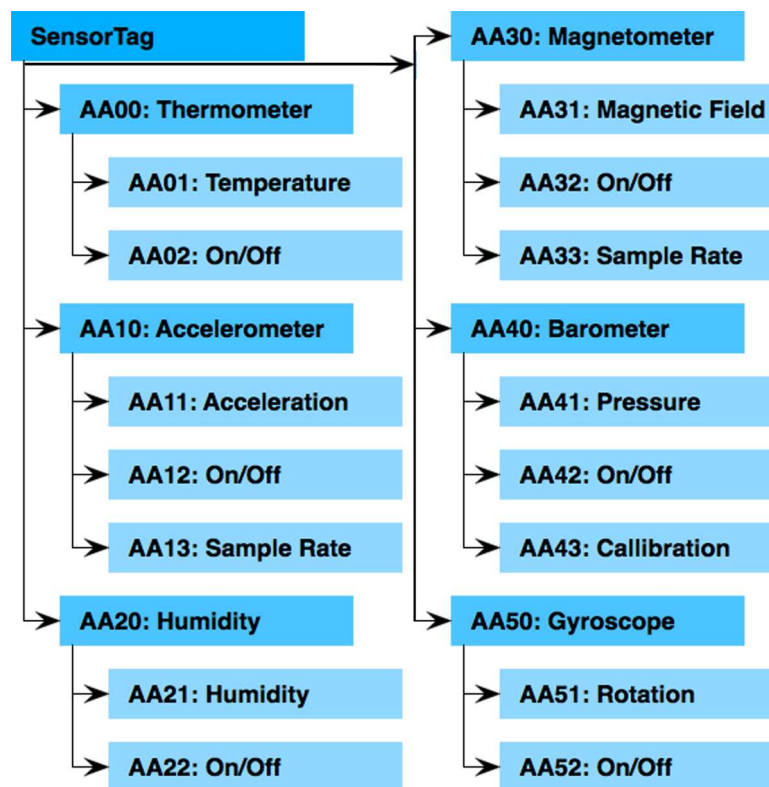


Figura 4.13 – Características e serviços do SensorTag

`BLE.connect(sensorTag)`. Por fim utilizamos o comando `BLE.stopScan` para parar a procura por dispositivos e com isso evitamos gastar a bateria do IPAD ou iPhone e mesmo dos dispositivos LE que estiverem na proximidade. Com estas linhas de código efectuamos a ligação ao SensorTag e devemos ver a informação Encontrado um SensorTag na consola. Porém interessa-nos saber quais os serviços que o nosso SensorTag nos disponibiliza e para tal iremos alterar a nossa rotina para: Com esta nova rotina aparece no écran ligação efectuada quando encontramos o SensorTag e ‘‘A descobrir as características para o serviço específico’’.

```
! Set up variables to hold the peripheral and the characteristics
! for the battery and buzzer.
DIM sensorTag AS BLEPeripheral
! Inicia BLE service e a procura por dispositivos.
BLE.startBLE
DIM uuid(0) AS STRING
BLE.startScan(uuid)

SUB BLEDiscoveredPeripheral (time AS DOUBLE, peripheral AS BLEPeripheral,
services() AS STRING, advertisements(.) AS STRING, rssi)
IF peripheral.bleName = "TI BLE Sensor Tag" THEN
sensorTag = peripheral
BLE.connect(sensorTag)
BLE.stopScan
IF debug THEN PRINT "Encontrado um SensorTag."
END IF
END SUB
! Fim da rotina
```

4.14 Consumos de SensorTag

Conforme já foi referido o SensorTag trabalha com uma pilha CR2032, das características do SensorTag podemos retirar do diagrama de blocos da Figura 4.14 os consumos para cada um dos sensores. Da sua análise verificamos que o giroscópio é o sensor que mais consome energia cerca de 7mA em modo activo. Os restantes sensores todos somados consomem cerca de 1030 μ A.

De referir que em modo de standby o consumo total é inferior a 10 μ A isto é o sistema irá funcionar durante 937 dias com uma pilha CR2032.

Para testar este consumo foi elaborado o esquema da Figura 4.15, colocou-se um multímetro em série com a pilha CR2032. Após a montagem anterior foram efectuados dois testes de medição. No primeiro teste o Sensor Tag encontra-se desligado sem qualquer de ligação nem tão pouco se encontra em modo de advertising.

No segundo teste foi pressionado o botão de advertising e o multímetro colocado em modo de registo de modo a gravar os valores máximos e mínimos registados.

```
SUB BLEPeripheralInfo (time AS DOUBLE, peripheral AS BLEPeripheral, kind
AS INTEGER, message AS STRING, err AS LONG)
IF kind = 1 THEN
IF debug THEN PRINT "Ligação efectuada."
peripheral.discoverServices(uuid)
ELSE IF kind = 2 OR kind = 3 THEN
IF debug THEN PRINT "ligação perdida: "; kind
BLE.connect(sensorTag)
ELSE IF kind = 4 THEN
DIM availableServices(1) AS BLEService
availableServices = peripheral.services
FOR s = 1 to UBOUND(services, 1)
FOR a = 1 TO UBOUND(availableServices, 1)
IF services(s) = availableServices(a).uuid THEN
IF debug THEN PRINT "A descobrir as características para "; services(s)
peripheral.discoverCharacteristics(uuid, availableServices(a))
END IF
NEXT
NEXT
END IF
END SUB
```

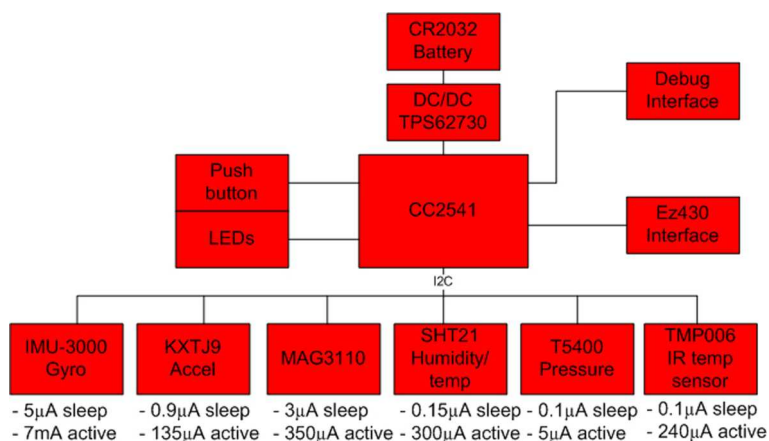


Figura 4.14 – Diagrama de Blocos SensorTag

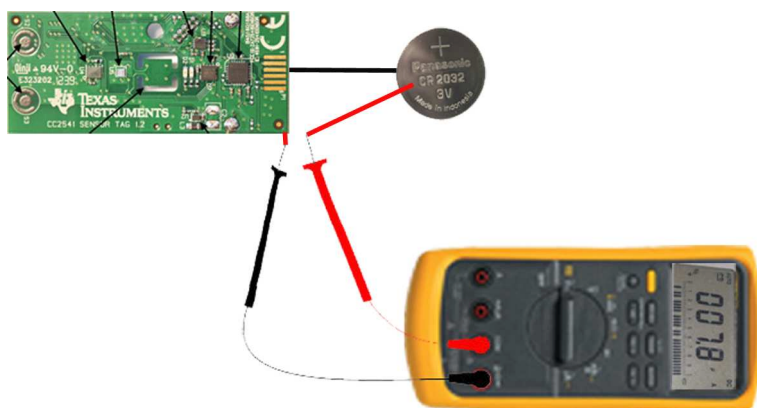


Figura 4.15 – Montagem teste consumos SensorTag

Assim o consumo registado do SensorTag no primeiro teste, em standby, foi de $7,8\mu\text{A}$.

No Segundo teste, quando está a efectuar advertising, o consumo do SensorTag foi de $920\mu\text{A}$.

Estes resultados são os esperados pois quando está a efectuar advertising todos os sensores estão em modo sleep.

4.15 Conexão a PC's sem suporte nativo para BLE

Para ligar o dispositivo proposto, nomeadamente o sensor e transmissor BLE "Sensor-Tag" a um PC que não possua integrado de base suporte de hardware Bluetooth 4.0, o que só acontece nos novos PC's com Windows 8, é necessário utilizar um Dongle USB que suporte dispositivos BLE, o problema é que estes dongles não fornecem ainda uma API transparente que permita ao utilizador adicionar ao seu projecto a porta e ler os dados que vão chegando. A empresa Bluegiga produz kits de desenvolvimento baseados no chip CC2540 da TI mas cuja compatibilidade com outros produtos que não os da marca Bluegiga é algo limitada. De facto, Dongle BLE112D, ver Figura 4.16 até Dezembro de 2012 não tinha Firmware capaz de detectar o SensorTAG, tornando impossível desenvolvimentos de aplicações para PC entre o referido Dongle e o SensorTAG. Após vários contactos com a empresa



Figura 4.16 – Dongle BLE112D da empresa Bluegiga Technologies

Bluegiga, um dos responsáveis pelo suporte técnico, Sam Pullen, enviou a 7 de Janeiro o link para download de um novo firmware. Após a instalação deste firmware, que resolveu o problema da compatibilidade dos produtos, passou a ser possível ver e comunicar com o SensorTAG. Para efectuar estas comunicações usou-se o software BLEGUI2 que a Bluegiga disponibiliza para suporte dos seus produtos. Na Figura 4.17 vemos o software BLUEGUI2 ligado ao SensorTAG. Neste podemos ver os vários serviços descobertos e com a ajuda dos manuais do Sensor TAG é possível activar e ler os diversos dados que o mesmo disponibiliza. De referir que a empresa Bluegiga disponibiliza um linguagem própria para o desenvolvimento de

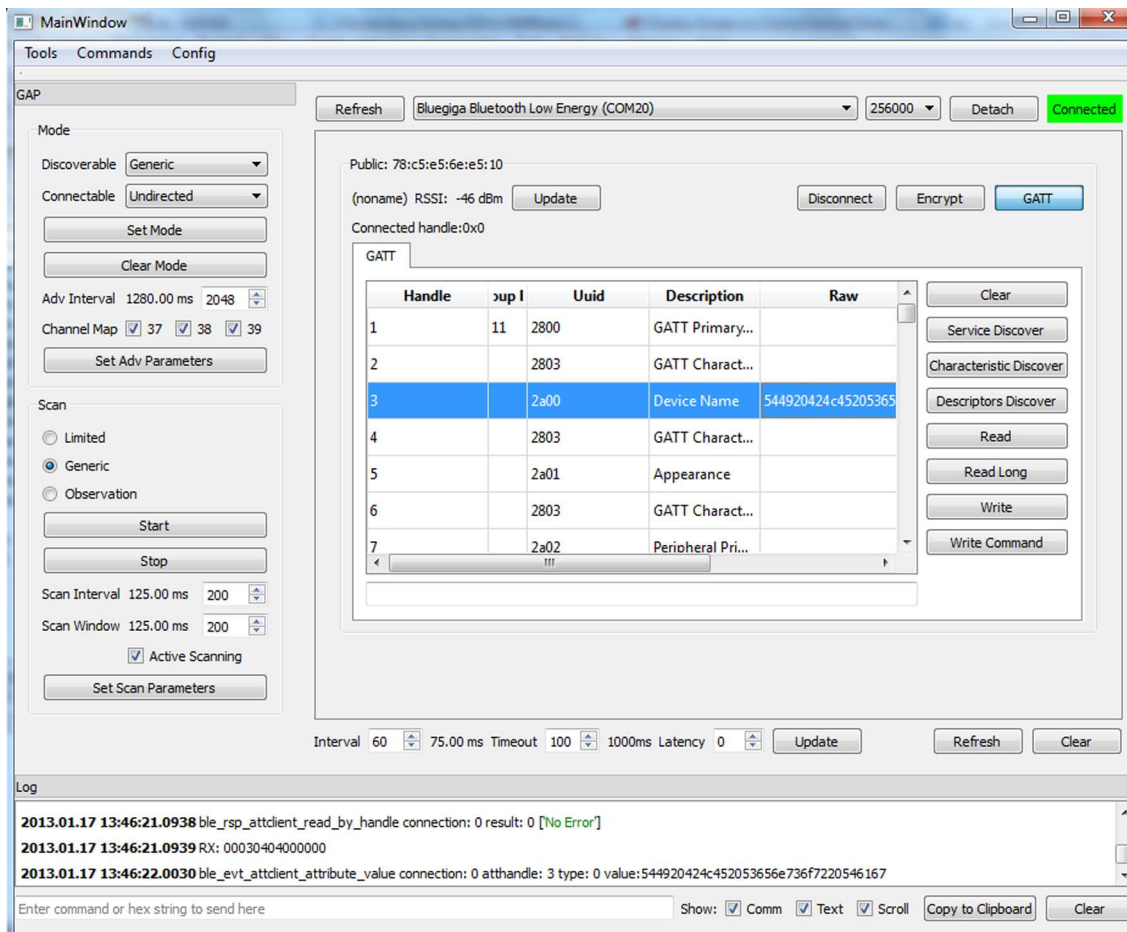


Figura 4.17 – Software BLUEGUI2 da empresa Bluegiga Technologies

aplicações para comunicação com os seus módulos chamada de BGScript, bem como de uma API (application programming interface), cujo propósito será o de facilitar o desenvolvimento de aplicações por parte dos clientes, sem que estes tenham de se preocupar com esta parte. No entanto a informação sobre a mesma encontra-se espalhada e é muito pouco explícita sobre a sua implementação em ambiente Windows, apenas existindo exemplos para IPAD e IPHONE e uma descrição das funções em C.

4.16 Desenvolvimento da aplicação PC

Um factor que foi determinante no desenvolvimento da aplicação para PC tem a ver com o Log file criado pela aplicação BLEGUI2, no qual é possível ver os comandos enviados e recebidos pela mesma em formato RAW, bem como, qual o comando em que lhe deu origem. Após contacto com Jeff Rowberg, outro colaborador da Bluegiga, o qual desenvolveu um módulo BLE para a plataforma Arduino e respectiva transposição para Java da biblioteca para possibilitar a comunicação com o PC, foi possível converter estes comandos, nos seus semelhantes em Java de modo a conseguir gerar uma aplicação que consegue falar com o Dongle e por sua vez com o SensorTAG. Para facilitar futuros desenvolvimentos passamos a descrever a estrutura da API usada, bem como os comandos necessários à comunicação com o Stack BLE. Na comunicação entre a aplicação e o dongle são usados pacotes cuja constituição podemos ver na Figura 4.18, nesta vemos que a comunicação entre o SensorTAG e o Dongle é muito simples e consiste em duas ou três fases consoante haja ou não geração de eventos por parte dos comandos. Numa primeira

Octet	Octet bits	Length	Description	Notes
Octet 0	7	1 bit	Message Type (MT)	0: Command/Response 1: Event
	6:3	4 bits	Technology Type (TT)	0000: Bluetooth 4.0 single mode
	2:0	3 bits	Length High (LH)	Payload length (high bits)
Octet 1	7:0	8 bits	Length Low (LL)	Payload length (low bits)
Octet 2	7:0	8 bits	Class ID (CID)	Command class ID
Octet 3	7:0	8 bits	Command ID (CMD)	Command ID
Octet 4-n	-	0 – 2048 bytes	Payload (PE)	Up to 2048 bytes of payload

Figura 4.18 – Aspecto dos Pacotes transmitidos pelo BLEAPI

fase é gerado um comando o qual dará origem a uma resposta, ambos tem o valor hexadecimal de 0x00, se o comando por sua vez der origem a um evento

(leitura de um sensor por exemplo), este virá após a resposta e terá o valor 0x80. Percebemos assim que este protocolo de comunicação é muito básico e que o host deverá esperar por uma resposta antes de gerar um novo comando. A Figura 4.19 ilustra o protocolo. Na interpretação das resposta é importante ter em conta que

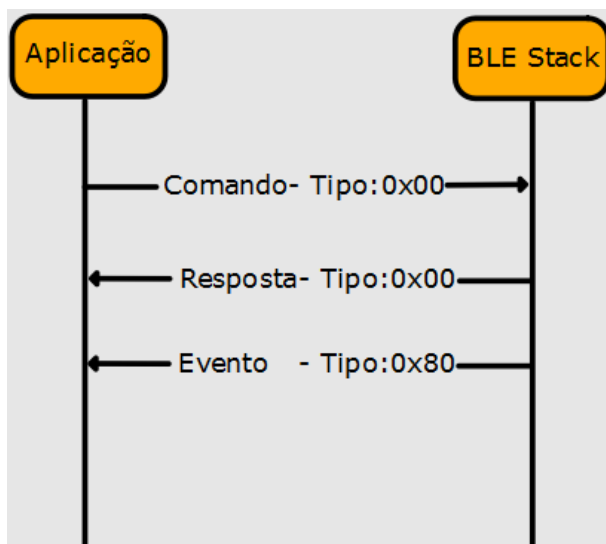


Figura 4.19 – Protocolo de comunicação BLEAPI

conforme o tipo de dados esperados, estes chegam por ordem inversa a leitura Humana. Assim quando recebemos um dado que é do tipo uint16, 0xA5 0x06 em hexadecimal este deve-ser interpretado como 0x06 0xA5, isto é, em decimal 1701. Os pacotes transmitidos podem usar ou não encriptação, no caso de usarem encriptação o esquema da Figura 4.20 é usado, a encriptação usa o bloco de camada de encriptação AES-128 com contador no modo CBC MAC de acordo com a Norma RFC 3610. O sistema assegura, desta forma, total segurança na transmissão de dados encriptados garantido quando necessário a confidencialidade dos mesmos. Já os pacotes que não possuem encriptação estão representados na Figura 4.21, a sua constituição apenas difere do pacote encriptado pelo facto de não possuir MIC, que é a verificação de integridade das mensagens e de não estarem encriptados. O preâmbulo dos pacotes é constituído por 010101010 já o "Access Address" é constituído de 2 maneiras, na primeira quando o sensor está a Publicitar o endereço

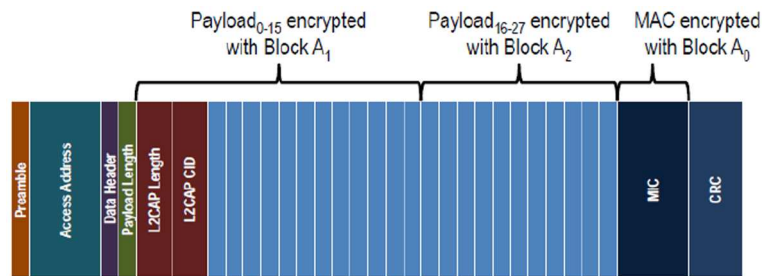


Figura 4.20 – Pacote de dados encriptado Bluegiga

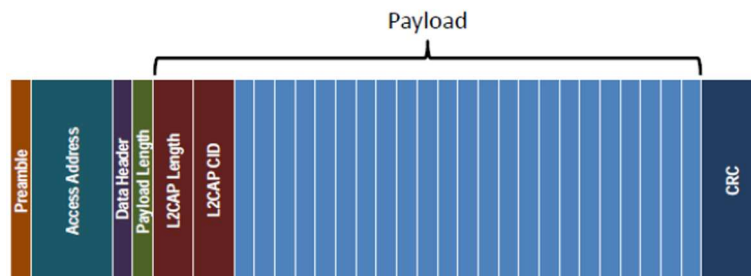


Figura 4.21 – Pacote de dados Bluegiga

de acesso é 0x8E89BED6, após a conexão o endereço depende da ligação. O PDU-Protocol Data Unit depende do tipo de pacote e o CRC é constituído por 24 bits e tem por objectivo proteger o PDU. Como foi referido anteriormente a aplicação em PC terá o papel de Master na ligação e os diversos sensores ocupam os papéis de escravos (slaves). Antes de estar ligado cada um dos sensores estará a publicitar, conforme é possível ver no caso do sensor 4 da Figura 4.22, este sensor encontra-se a publicitar, pode, por isso, ser ligado por qualquer master. Já os sensores 1, 2 e 3 estão ligados ao master. Para descobrir os sensores que estão a publicitar na aplicação desenvolvida é enviado o comando:

bgapi send gap discover (1) ;

Este comando usa a opção 1, a qual corresponde ao modo de descoberta genérico. Neste modo, quer os dispositivos em modo limitado, quer os dispositivos em modo genérico, podem ser encontrados. Existem ainda mais 2 modos de descoberta, o limitado, representado pelo valor 0 e o de observação, no qual serão encontrados

todos os dispositivos, este último é representado pelo valor 2. Para ligar um sensor

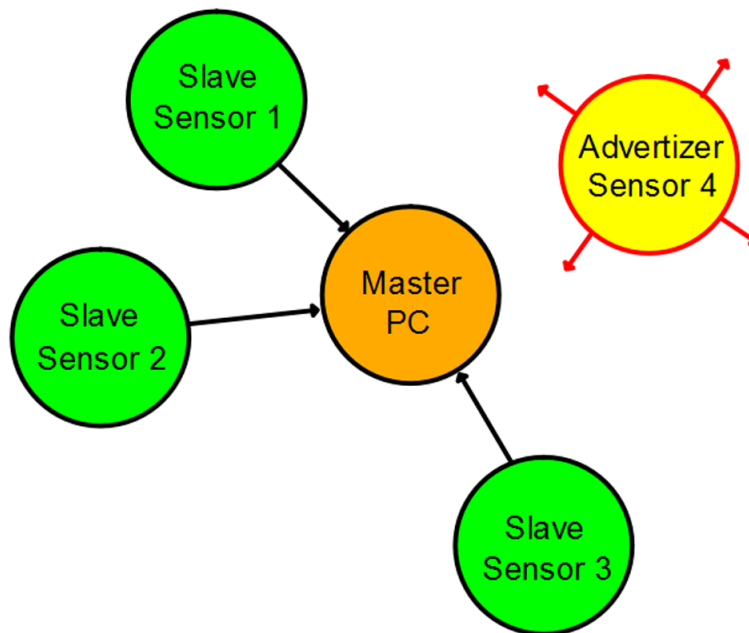


Figura 4.22 – Topologia BLE

à aplicação desenvolvida é necessário enviar para o seu endereço de acesso o comando:

```
bgapi send gap connect direct(BDAddr.fromString(d.getAddress()), 0, 0x3C, 0x0BFF, 0x0C80,4);
```

Neste comando usamos o endereço encontrado durante a fase de descoberta e solicitamos ao sensor que se conecte à aplicação utilizando o modo 0, isto é, endereço público, no caso de ser 1, significava que o seu endereço seria gerado aleatoriamente. Os restantes 4 parâmetros tem a ver com os intervalos de ligação. Intervalo mínimo e máximo, a sua unidade é 1,25 milissegundos. Multiplicando 0x3C por 1,25 significa que estamos a definir 7,5 ms para o mínimo e $0x0BFF \cdot 1,25 = 3,8$ s para o máximo. O valor seguinte corresponde ao timeout, que é o tempo após o qual a central dará por terminada uma ligação, na qual não consiga falar com o referido sensor, usa como unidade 10 ms e neste caso estamos a definir o valor máximo possível que é 32s. Por fim, o último parâmetro tem a ver com o número de ligações (definidas no intervalo máximo), que o sensor pode saltar, caso não possua dados para enviar, tendo sido definido o valor 4 para poupança de energia, no caso do valor 0 ele teria de comunicar

com a central de acordo com o intervalo definido no intervalo máximo, ou seja, a cada 3,8 segundos. Após a ligação, podemos aceder directamente à camada ATT, camada de protocolo dos atributos, na qual estão definidas as diversas características do sensor. Tal como vimos anteriormente, durante a programação do sensorTAG para IPAD para ligar o sensor de temperatura e humidade devemos escrever 0x01 para a característica que contem a sua configuração, neste caso o comando será:

```
bgapi send attclient write command(connection, 0x3C, new byte[]0x01);
```

onde o valor 0x3C corresponde ao Handler da configuração do sensor de humidade.

Uma vez activado é possível ler valores do sensor usando o comando:

```
bgapi send attclient read by handle(connection, 0x38);
```

No qual 0x38 representa o Handler dos dados, de referir ainda que para além da resposta a confirmar o sucesso do comando, há lugar à geração de um evento, no qual são enviados os dados referentes ao valor do referido sensor. A função responsável pelo tratamento dos eventos gerados é:

```
receive attclient attribute value
```

Nesta definimos vários casos conforme o Handler que lhes deu origem. Como neste caso estamos a falar do handler 0x38 o case correspondente chamará a função responsável pelo tratamento dos valores recebidos. Resta referir que os dados recebidos para o sensor de humidade vem no formato de 4 bytes em hexadecimal em que TempLSB TempMSB HumLSB HumMSB, sendo por isso necessário proceder à sua conversão. Após efectuarmos o shift dos bits MSB e os adicionarmos ao LSB iremos multiplicar o valor obtido por 125 constante fornecida no datasheet do sensor e dividir o resultado pela resolução 65536, isto é, 2^n em que n é a resolução do sensor que é de 16 bits.

4.17 Sistema de Alertas

Foram definidos diversos sistemas de alertas baseados na informação recolhida e tentou-se converter os valores obtidos de vários sensores em outros que fizessem sentido ao utilizador. De facto, quando olhamos para o valor da temperatura

ambiente e o valor da humidade em separado estes não passam de números. No entanto, ambos os valores quando unidos permitem ao utilizador extrapolar informações adicionais, como quando a temperatura é superior a 25°C e a Humidade aos 90% o risco de ataques cardíacos e insolações é maior. Assim procuramos definir alertas visuais para estes factores associando a cor vermelha às situações de risco elevado, o amarelo às de risco intermédio e as verdes às situações normais. Também se incorporaram fotografias que de alguma forma procuram estimular visualmente as sensações correspondentes aos valores medidos. Desta forma á medida que os valores tendem para a situação anterior, a foto escolhida muda de cor para cores amarelas procurando estimular visualmente as sensações tal como [Suslick \(2012\)](#) refere quando fala da sinestesia de sensores. Na Figura 4.23 podemos ver a imagem escolhida com os quatro tipos de tons cada um para a sua zona.



Figura 4.23 – Imagem sinestésica

4.18 Resultados

Um dos mais importantes dados que era necessário conhecer, era o consumo do sistema proposto, de facto, queríamos provar que o sistema funciona com picos de

transmissão inferiores a 20mA, sendo assim passível de ser alimentado por uma pilha CR2032 ou um sistema de indução. Para medir com eficácia o consumo de corrente médio, os valores de corrente devem ser medidos com respeito ao tempo, por isso, foi montado o esquema eléctrico da Figura 4.24, neste esquema adicionamos uma resistência de 11,6 Ohms em série com a bateria e ligamos as pontas do osciloscópio aos terminais da resistência. Deste modo, ao valor de tensão visualizado

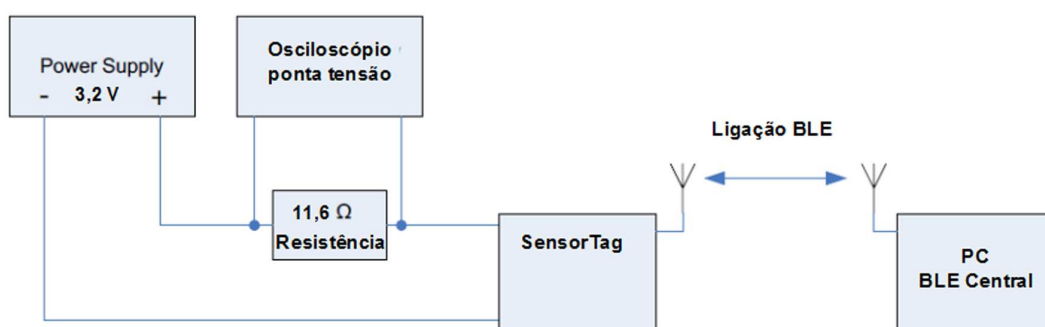


Figura 4.24 – Esquema eléctrico para medição consumos

no osciloscópio corresponde, directamente, o valor da corrente, bastando dividir o mesmo por 11,6. O valor da resistência utilizada foi medido e apesar de a mesma ser de 10 Ohms o valor lido foi de 11,6 Ohms. Para power supply usou-se uma fonte regulável eliminando possíveis variações causadas pela bateria. Em lugar da bateria foi colocada uma moeda de plástico com um fio colado de cada lado, deste modo ficaram acessíveis os terminais de alimentação do SensorTag. No lado do PC na aplicação que serve de central, programou-se para efectuar uma ligação, com o SensorTag, em que o intervalo máximo seria de 7,5 ms, sem qualquer latência garantindo-se que o sensor estaria activo durante as ligações. A Figura 4.25 representa o gráfico obtido directamente a partir do osciloscópio digital. O gráfico obtido foi gerado a partir dos valores guardados no formato csv (comma separated values), directamente do osciloscópio. Para gerar as imagens da Figura 4.25, usou-se a aplicação gnuplot. Os valores apresentados são em volts e para calcular a corrente termos de dividir os mesmos por 11,6. Da Figura 4.25 retira-se ainda que o intervalo entre transmissões é o que foi programado e que após cada pico de ligação o sistema entra em LPM2, isto é, Low Power Mode. Para medir o valor que o sistema consome

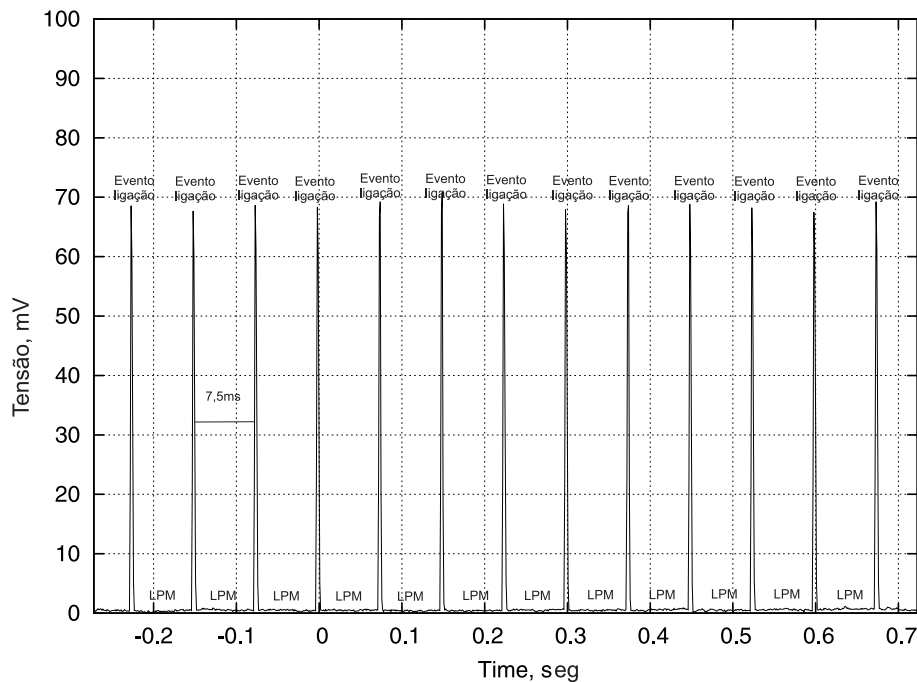


Figura 4.25 – Consumo corrente versus tempo durante ligação BLE

em LPM veremos mais á frente que é necessário utilizar um multímetro digital em série com o sensor. Em cada ligação BLE o sensor passa por vários estados conforme é possível ver na Figura 4.26. Nesta podemos ver o gráfico ampliado de um evento de ligação. Cada Evento de ligação BLE é composto por 6 estados diferentes que denominamos de LPM, wake up MCU, Rx comand, Tx command, processing, Tx event respectivamente. O primeiro estado é o de repouso, em LPM2, no segundo estado o CC2541 acorda, segue-se um pulso que corresponde à recepção, Rx, depois o sensor responde com, Rx, em geral a acusar a recepção correcta do comando. O quinto estado é composto pelo processamento dos dados, leitura sensores e no sexto e último estado dá-se um evento de transmissão com os valores solicitados. Após a divisão por estados podemos agora efectuar o calculo do consumo de corrente para cada um deles, para tal, basta multiplicarmos o tempo de cada estado pela corrente que o mesmo consumiu. A tabela 4.1 resume os valores obtidos para cada um dos estados.

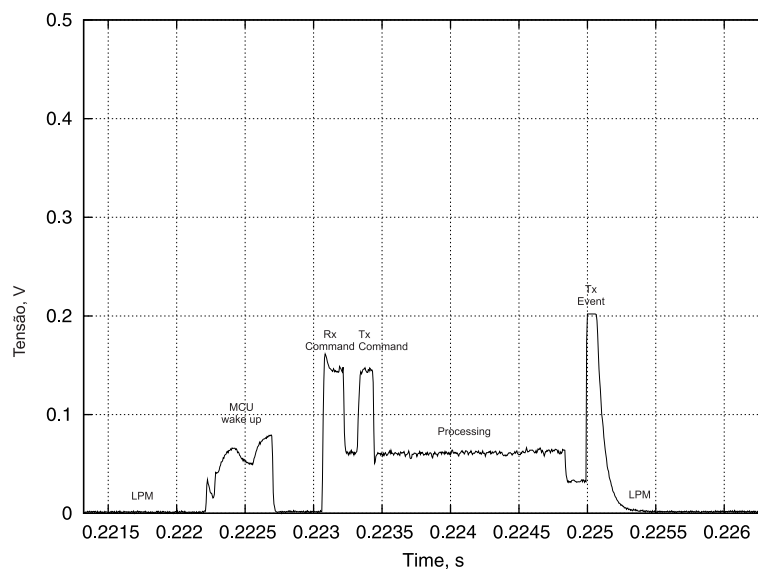


Figura 4.26 – Consumo corrente versus tempo durante um evento de ligação BLE

Tabela 4.1 – Medidas dos estados de ligação BLE

Medições de corrente numa ligação BLE		
Estado	Tempo μ Seg	Corrente mA
Wake UP MCU	400	6,9
Rx command	187	13,0
RX-Tx command	80	5,0
Tx command	121	13,0
Processing	1390	5,0
pré-Tx command	151	2,9
Tx event	181	17,3

Para além destas medidas e como já referimos anteriormente, é necessário medir o valor que o sensor consome quando está em LPM, para efectuar esta medição usou-se o esquema da Figura 4.27, onde um multímetro digital se encontra em série com o sensor. Para medir o valor com precisão após o arranque em mA o multímetro deve

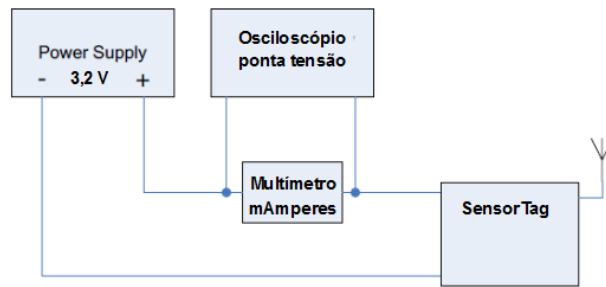


Figura 4.27 – Consumo corrente do sensor em LPM [Silva et al. \(2013\)](#)

ser mudado para μA , utilizou-se um multímetro digital Fluka 87. O valor obtido na montagem anterior foi de $7,8\mu A$ em LPM. Vamos então agora calcular a média de corrente que o sensor gasta durante uma ligação. Para tal iremos usar a seguinte fórmula:

Média corrente durante ligação =

$$[(Estado1tempo)*(corrente)+(Estado2tempo)*(corrente)...]/(TempoTotalligado)$$

Substituindo pelos valores da tabela de estados obtemos que o consumo médio de corrente durante uma ligação é de $7,0451mA$ cujo tempo de ligação dura cerca de $2,51mS$. O próximo passo será calcular o consumo para todo o intervalo de ligação, onde temos de tomar em conta o tempo em que o sensor está em LPM, assim a fórmula seguinte permite calcular a média do consumo durante todo o intervalo da ligação:

$$((Max Intervalo Ligação - Tempo Total ligado)*(Média corrente LPM) + (Tempo Total ligado)*(Média corrente durante Ligação)) / (Max Intervalo Ligação)$$

ou seja, substituindo os valores:

$$[(1000ms - 2,51ms)*(0,0078mA) + (2,51ms)*(7,0451mA)] / (1000ms) = 0,02544mA$$

Assim o consumo médio do sensor será de $0,02544mA$ ou seja $25,44\mu A$. Este valor pode ser agora usado para calcular o tempo que uma bateria irá durar se estiver numa ligação com intervalos de segundo em segundo. A fórmula para obter o número de horas que a bateria irá durar é:

$$Tempo de vida bateria = Capacidade / Media corrente$$

Se assumirmos que o tempo de vida de uma pilha CR2032 é $230mAh$ então teremos: $230/0,02544=9040$ Horas ou seja 376 dias. Claro que este valor depende sobretudo

do intervalo max de ligação podendo ser prolongado até 4 vezes mais, no caso de se medirem valores de 4 em 4 segundos em vez de 1 em 1 segundos.

5

Conclusão e trabalho futuro

No âmbito do presente trabalho, houve necessidade de efectuar pesquisa bibliográfica com alguma profundidade em várias áreas científicas. Começou-se pelo domínio da Engenharia biomédica pesquisou-se sobre a temática dos Bio Sensores nos aspectos concernentes à detecção e medição da Glicémia depois investigou-se na área das Telecomunicações tentando encontrar soluções no campo dos sistemas de comunicação sem fios e das diversas tecnologias que os suportam, por fim procurou-se na área da Micro electrónica sistemas que pudessem ser usadas no sistema a desenvolver.

No contexto deste trabalho, foi elaborado um artigo de sete páginas com o título “A Bluetooth approach to diabetes control on Ambient Assisted Living systems”, submetido e publicado pela Elsevier [Silva et al. \(2012\)](#), apresentado na DSAI 2012, realizada de 19 a 22 de Julho de 2012 em Régua – Portugal e na Sexta Conferencia Internacional “on Advanced Treatments & Technologies” realizada em Paris, França, de 27 de Fevereiro a 2 de Março, 2013 [Silva et al. \(2013\)](#).

Pelos resultados dos testes efectuadas, o sistema proposto neste trabalho funciona cumprindo as especificações iniciais. Temos um sistema capaz de funcionar apenas com energia proveniente de RF, o sistema é capaz de funcionar em modo ULP consumindo menos de 1mA com 7 sensores em modo activo e que em modo de

repouso consome menos $7,8\mu\text{A}$. Os testes de consumo revelaram que os picos de corrente não excedem os 18mA e que quando o sistema se encontra em funcionamento, enviando dados de segundo em segundo, o consumo total será de $25,44\mu\text{A}$, ou seja, o sistema pode funcionar com o apoio de uma pilha do tipo CR2032 por mais de 1 Ano ininterruptamente. Os valores obtidos também nos indicam que o sistema será viável para funcionamento sem bateria com alimentação proveniente de RF.

Como o SensorTag apenas chegou ao mercado em Dezembro de 2012 e uma vez que este trabalho é de duração limitada e previamente determinada, não houve tempo suficiente para evoluir a aplicação para funcionar num IPAD ou iPhone, que são os dispositivos que actualmente apresentam no mercado acesso à tecnologia Bluetooth, no entanto, no cd de suporte encontra-se um programa que permite ao utilizador aceder aos diversos sensores do SensorTag a partir de um iPhone ou IPAD, também se descreveu no Capítulo 4, como desenvolver o referido programa, nomeadamente no que toca à ligação da aplicação ao SensorTag e respectiva procura de serviços.

A aplicação desenvolvida para PC apresenta os conceitos básicos necessários à exploração desta tecnologia, algumas ideias como a utilização da sinestesia a partir dos dados recebidos podem ser alvo de trabalhos futuros.

Outros desenvolvimentos passíveis, terão a ver com a evolução da aplicação desenvolvida pelo [Martins et al. \(2010\)](#), para funcionar em conjunto com um IPAD , iPhone e a aplicação actualmente desenvolvida para PC. A ligação dos dois dispositivos, que compõe o sistema proposto, e a adaptação do sistema de alimentação do sensor, para funcionar, com diversas fontes de alimentação, também se proporciona como um dos estudos a aprofundar em trabalhos futuros.

Com certeza este trabalho constituiu ao seu autor uma excelente introdução à investigação, sensibilidade para o conhecimento científico-tecnológico multidisciplinar, o aprofundamento e actualização dos conhecimentos adquiridos aquando da Licenciatura (concluída há mais de dezasseis anos) e a aquisição de competência para uma aprendizagem ao longo da vida.

Referências bibliográficas

(2011). Standards of medical care in diabetes. available 14-02-2012.

Alliance, Z. (2008). Zigbee specification. [16](#)

Association, A. (2011). Ambient assisted living joint programme europe. available 14-02-2012.

Bland, S. Msp430 programming. [xix](#), [xxi](#), [23](#), [24](#), [25](#), [26](#), [28](#)

Bluegiga. *BLE Stack API reference*. Bluegiga Technologies, Inc. [xxii](#), [51](#)

Callaway, E. (2004). *Wireless Sensor Networks: Architectures and Protocols*. Auerbach Publications, New York, NY, USA, 1st edition edition.

Cao, H. (2010). A novel wireless three-pad ecg system for generating conventional 12-lead signals. Master's thesis, University Of British Columbia. [17](#)

Clark, L. C. and Lyons, C. (1962). Electrode systems for continuous monitoring in cardiovascular surgery. *Annals of the New York Academy of Sciences*, vol. 102(1):29–45. [6](#)

Corporation, C. (2011). Zero power wireless sensors. available 14-01-2012.

- Federation, I. D. (2011). The global burden. Available 14-01-2012. [xi](#), [xiii](#)
- Gupta A., M. P. (2007). A survey on ultra wide band medium access control schemes. *Computer Networks*, 51:2976–2993. [17](#)
- Hankle, W. (2010). Energy harvesting. (cover story). *American Ceramic Society Bulletin*, 89(1):22 – 32. [28](#)
- Harb, A. (2011). Energy harvesting: State-of-the-art. *Renewable Energy*, 36(10):2641 – 2654. [28](#)
- Hardy, J. K. (2003). Osmosis. [11](#)
- Iwuoha, E. I., Williams-Dottin, A. R., Hall, L. A., Morrin, A., Mathebe, G. N., Smyth, M. R., and Killard, A. J. (2004). Electrochemistry and application of a novel monosubstituted squarate electron-transfer mediator in a glucose oxidase-doped poly(phenol) sensor. *Pure Applied Chemistry*, 76:789–799. [8](#)
- Jabbar, H., Song, Y., and Jeong, T. (2010). Rf energy harvesting system and circuits for charging of mobile devices. *Consumer Electronics, IEEE Transactions on*, 56(1):247 –253.
- Junwei Di, Shuping Bi, M. Z. (2004). Third generation superoxide anion sensor based on superoxide dismutase directly immobilized by sol-gel thin film on gold electrode. *Biosensors and Bioelectronics*, 19:1479–1486. [8](#)
- Koschinsky T., H. L. (2001). Sensors for glucose monitoring: technical and clinical aspects. *Sensors for glucose monitoring: technical and clinical aspects. Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 7(2):113–123. [26](#), [27](#), [29](#), [32](#), [33](#), [36](#), [55](#), [56](#), [62](#), [64](#), [66](#), [85](#), [86](#), [91](#). [9](#), [10](#)
- Leal, A., Valente, A., Ferreira, A., Soares, S., Ribeiro, V., Johannessen, E., and Krushnitskaya, O. (2011). Glucose monitoring system based on osmotic pressure measurements. *Sensors and Transducers, IFSA, ISSN: 1726-5479*, vol. 125:30–41.
- Leal, A. C. (2010). Glucose tracking. Master’s thesis, Universidade de Trás-os-Montes e Alto Douro. [xi](#), [xiii](#), [11](#)

- Martins, H., Gama, O., Valente, A., and Soares, S. (2010). A platform with combined environmental and physiological wireless data acquisition for aal applications. *ISAmI 2010*, Vol. 1:pag. 31–38. available 14-01-2012. [xi](#), [xiii](#), [xxi](#), [12](#), [31](#), [34](#), [36](#), [62](#)
- Oliver, N. S., Toumazou, C., Cass, A. E. G., and Johnston, D. G. (2009). Glucose sensors: a review of current and emerging technology. *Diabetic Medicine*, Vol. 26(3):197–210.
- Papotto, G., Carrara, F., and Palmisano, G. (2011). A 90-nm cmos threshold-compensated rf energy harvester. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, 46(9):1985 –1997.
- Satoh, M., Andoh, Y., Clingan, C. S., Ogura, H., Fujii, S., Eshima, K., Nakayama, T., Taniguchi, M., Hirata, N., Ishimori, N., Tsutsui, H., Onoé, K., and Iwabuchi, K. (2012a). Type ii nkt cells stimulate diet-induced obesity by mediating adipose tissue inflammation, steatohepatitis and insulin resistance. *PLoS One*, 7(2):e30568.
- Satoh, M., Andoh, Y., Clingan, C. S., Ogura, H., Fujii, S., Eshima, K., Nakayama, T., Taniguchi, M., Hirata, N., Ishimori, N., Tsutsui, H., Onoé, K., and Iwabuchi, K. (2012b). Type ii nkt cells stimulate diet-induced obesity by mediating adipose tissue inflammation, steatohepatitis and insulin resistance. *PLoS One*, 7(2):e30568.
- Silva, S., Martins, H., Valente, A. V., and Soares, S. (2012). A bluetooth approach to diabetes sensing on ambient assisted living systems. *Procedia Computer Science*, 14(0):181 – 188. [Proceedings of the 4th International Conference on Software Development for Enhancing Accessibility and Fighting Info-exclusion \(DSAI 2012\)](#). [61](#)
- Silva, S., Valente, A., Soares, S., and Ribeiro, V. (2013). A bluetooth based front-end electronic device towards a subcutaneous continuous glucose monitoring sensor. *The 6th International Conference on Advanced Technologies & Treatments for Diabetes (ATTD)*, pages A–73. [xxii](#), [58](#), [61](#)

- Suslick, K. S. (2012). Synesthesia in science and technology: more than making the unseen visible. *Current Opinion in Chemical Biology*, 16:557 – 563. [54](#)
- Texas Instruments, Incorporated [SWRA395, . Low-power battery-less wireless temperature and humidity sensor for tms37157.
- TEXAS INSTRUMENTS, Incorporated [SWRS083, A. Passive low frequency interface device with eeprom and 134.2 khz transponder (rev. a).
- Texas Instruments, Incorporated [SWRU271, B. . Cc2540 bluetooth low energy software developer's guide (rev. b).
- Texas Instruments, I. S. Cc253x/4x user guide. (rev. c).
- Texas Instruments, I. S. Tms37157 passive low-frequency interface ic performance with neosid antennas.
- Uptake SJ, H. G. (1967). The enzyme electrode. *Nature*, 214:986–988. [7](#), [8](#)
- Wang, J. (2007). Electrochemical glucose biosensors. [5](#), [9](#)
- Wijenaik, N. (2007). Understanding diabetes. Available 14-01-2012. [xi](#), [xiii](#)
- Wilson, G. S. and Gifford, R. (2005). Biosensors for real-time in vivo measurements. *Biosensors and Bioelectronics*, 20(12):2388 – 2403. [jce:titlej20th Anniversary of Biosensors and Bioelectronicsj/ce:titlej jce:subtitlej20th Anniversary of Biosensors and Bioelectronicsj/ce:subtitlej. 7](#)
- Zhang, Y., Xie, Z., Zhou, L., Li, L., Zhang, H., Zhou, G., Ma, X., Herrera, P. L., Liu, Z., Grusby, M. J., and Zhang, W. J. (2012a). The zinc finger protein zbtb20 regulates transcription of fructose-1,6-bisphosphatase 1 and β -cell function in mice. *Gastroenterology*.
- Zhang, Y., Xie, Z., Zhou, L., Li, L., Zhang, H., Zhou, G., Ma, X., Herrera, P. L., Liu, Z., Grusby, M. J., and Zhang, W. J. (2012b). The zinc finger protein zbtb20 regulates transcription of fructose-1,6-bisphosphatase 1 and β -cell function in mice. *Gastroenterology*.



Código fonte para BLE

Programação para conectar dispositivos BLE

De seguida colocamos o código que permite ligar dispositivos BLE como é o caso do SensorTag da TI, este código baseia-se no código exemplo da Byteworks. Para utilizar este código é necessário ter um IPAD ou um Mac com a aplicação XCODE instalada, a aplicação é gratuita e pode ser encontrada em:

<https://developer.apple.com/devcenter/ios/index.action>

É necessário efectuar o registo, no caso de querer publicar as suas aplicações na



Figura A.1 – Página programador apple

Apple Store terá de pagar 99€, no entanto, pode utilizar para efectuar aplicações apenas para si.

```
! Este código foi feito para ser utilizado num IPAD ou iPhone
! faça download da aplicação XCODE para utilizar o mesmo.
DIM sensorTag AS BLEPeripheral
! Procura de serviços inicialização de variáveis.
DIM servicesHeader AS STRING, services(6) AS STRING
servicesHeader = "-0451-4000-B000-000000000000"
services(1) = "F000AA00"& servicesHeader : ! Thermometer
services(2) = "F000AA10"& servicesHeader : ! Accelerometer
services(3) = "F000AA20"& servicesHeader : ! Humidity
services(4) = "F000AA30"& servicesHeader : ! Magnetometer
services(5) = "F000AA40"& servicesHeader : ! Pressure
services(6) = "F000AA50"& servicesHeader : ! Gyroscope
therm% = 1
accel% = 2
hum% = 3
mag% = 4
press% = 5
gyro% = 6
! Start the BLE service and begin scanning for devices.
debug = 0
BLE.startBLE
DIM uuid(0) AS STRING
BLE.startScan(uuid)
! Set up the user interface. Several globals are defined here and
! used by multiple subroutines.
DIM objectTemp(1) AS Control, humidity(1) AS Control, pressure(1) AS Control,
bar(1) AS Control
```



Símbolos, constantes físicas e prefixos de unidades

Símbolos

Símbolo	Descrição	Unidades
T	Período	s
T_s	Período de amostragem	s
f	Frequência	Hz
f_s	Frequência de amostragem	Hz
f_B	Frequência limite da banda-base	Hz
f_N	Frequência de Nyquist	Hz
f_u	Frequência para ganho unitário	Hz
BW	Largura de banda	Hz
ω	Frequência angular	rad
M	Taxa de sobreamostragem	—
ϕ	Fases de um sinal de relógio	—
CMRR	Taxa de rejeição em modo comum	dB
PSRR	Taxa de rejeição de variações de alimentação	dB
Δ	Degrau de quantificação	V
T	Temperatura	K
Q	Carga eléctrica	C
Z	Impedância	Ω
R	Resistência eléctrica	Ω

(continua na página seguinte)

(continuação)

Símbolo	Descrição	Unidades
R_L	Resistência de carga	Ω
C	Capacidade eléctrica	F
C_L	Capacidade de carga	F
L	Indutância	H
Q	Factor de qualidade	—
δ	Impulso de Dirac (função delta)	
G	Ganho	$V\ V^{-1}$
$v(t)$	Tensão em função do tempo	V
V_{DD}	Tensão de alimentação	V
V_{CM}	Tensão em modo comum	V
V_{CMFB}	Tensão de realimentação em modo comum	V
v_{out}	Tensão à saída	V
v_{in}	Tensão à entrada	V
V_{CM}	Tensão de modo comum	V
v_{od}	Tensão à saída diferencial	V
v_{FB}	Tensão de realimentação	V
V_{TH}	Tensão térmica (kT/q)	V
$i(t)$	Corrente em função do tempo	A
i_d	Corrente de dreno	A
$\overline{v_g^2}$	Densidade espectral do ruído térmico de um MOSFET	$V^2\ Hz^{-1}$
r_o	Resistência de saída	Ω
r_{ds}	Resistência <i>drain-source</i> de um transistor	Ω
v_{ds}	Tensão <i>drain-source</i>	V
g_m	Transcondutância	S
W	Largura do canal de um transistor	m
L	Comprimento do canal de um transistor	m
μ_n/μ_p	Mobilidade dos portadores de carga à superfície	$m^2\ V^{-1}\ s^{-1}$
t_{ox}	Espessura do óxido de silício	m
C_{ox}	Capacidade do óxido normalizada	$F\ m^{-2}$
θ	Factor de degradação da mobilidade	V^{-1}

Constantes físicas

Nome	Símbolo	Valor
Constante de Boltzmann	k	$1,3806504 \times 10^{-23} \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$
Carga do electrão	q	$1,602176487 \times 10^{-19} \text{ C}$
Densidade de portadores intrínsecos	n_i	$1,45 \times 10^{16} \text{ m}^{-3}$
Constante dieléctrica do vazio (ou, permitividade eléctrica do vazio)	ε_0	$8,8541878176 \times 10^{-12} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Constante dieléctrica do silício	ε_{Si}	$11,7\varepsilon_0 = 1,0359 \times 10^{-10} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Constante dieléctrica do SiO_2	ε_{ox}	$3,97\varepsilon_0 = 3,453 \times 10^{-11} \text{ F} \cdot \text{m}^{-1}$
Impedância característica do vazio	Z_0	$376,730313461 \Omega$
Aceleração da gravidade ao nível do mar	g	$9,80665 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$
Constante de Avogadro	N_A	$6,02214179 \times 10^{23} \text{ mol}^{-1}$
Constante de Coulomb (ou, constante electrostática no vazio)	k_0	$8,9874 \times 10^{-9} \text{ N} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{C}^{-2}$
Constante de Faraday	F	$9,64853399 \times 10^4 \text{ C} \cdot \text{mol}^{-1}$
Constante universal dos gases ideais	R	$8,314472 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$
Constante gravitacional universal	G	$6,67428 \times 10^{-11} \text{ N m}^2 \cdot \text{kg}^{-2}$
Constante magnética	K_m	$1,0000 \times 10^{-7} \text{ m} \cdot \text{kg} \cdot \text{C}^{-2}$
Constante de Planck	h	$6,62606896 \times 10^{-34} \text{ J} \cdot \text{s}$
Constante de Rydberg	R_∞	$1,0973731568549 \times 10^7 \text{ m}^{-1}$
Constante de dispersão de Wien	b	$2,8977685 \times 10^{-3} \text{ K} \cdot \text{m}$
Massa do electrão em repouso	m_e	$9,10938215 \times 10^{-31} \text{ kg}$
Massa do neutrão em repouso	m_n	$1,674927211 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Massa do protão em repouso	m_p	$1,672621637 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Permeabilidade magnética do vazio	μ_0	$4\pi \times 10^{-7} \text{ N} \cdot \text{A}^{-2}$
Raio de Bohr	a_0	$5,2917720859 \times 10^{-11} \text{ m}$
Unidade de massa atómica	m_u	$1,660538782 \times 10^{-27} \text{ kg}$
Velocidade da luz no vazio	c_0	$2,99792458 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$
Electrão Volt	eV	$1,60217733 \times 10^{-19} \text{ J}$

Legenda: Pa – Pascal (pressão); m – metro (comprimento); s – segundo (tempo); C – Coulomb (carga eléctrica); J – Joule (energia); K – Kelvin (temperatura termodinâmica); N – Newton (força); mol – mole (quantidade de matéria); cal – caloria (energia), 1 cal = 4,184 J; g – grama (massa); atm – atmosfera (pressão), 1 atm = 101325 Pa; Hz – Hertz (frequência); rad – radiano (ângulo plano); Ω – Ohm (resistência eléctrica); F – Farad (capacidade eléctrica); H – Henry (indutância eléctrica); S – Siemens (condutância eléctrica – inverso da resistência eléctrica); m^2 – metro quadrado (área); m^3 – metro cúbico (volume); SiO_2 – óxido de silício.

Prefixos do Sistema Internacional de Unidades (SI)

Os prefixos para os múltiplos e submúltiplos decimais definidos no Sistema Internacional de Unidades (SI) são os seguintes:

Factor Multiplicativo	Prefixo	Símbolo
$10^{24} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	yotta	Y
$10^{21} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	zetta	Z
$10^{18} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	exa	E
$10^{15} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	peta	P
$10^{12} = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	tera	T
$10^9 = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	giga	G
$10^6 = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	mega	M
$10^3 = 1\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	kilo (quilo ¹)	k
$10^2 = 100\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	hecto	h
$10^1 = 10\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000$	deka	d
$10^0 = 1$ (Unidade)	—	—
$10^{-1} = 0,1$	deci	d
$10^{-2} = 0,01$	centi	c
$10^{-3} = 0,001$	milli (mili ¹)	m
$10^{-6} = 0,000\,001$	micro	μ
$10^{-9} = 0,000\,000\,001$	nano	n
$10^{-12} = 0,000\,000\,000\,001$	pico	p
$10^{-15} = 0,000\,000\,000\,000\,001$	femto	f
$10^{-18} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,001$	atto	a
$10^{-21} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,000\,001$	zepto	z
$10^{-24} = 0,000\,000\,000\,000\,000\,000\,000\,001$	yocto	y

¹Prefixo aporuguesado.

Sobre o Autor



Sérgio Paulo dos Santos Silva graduated in Electronic and Telecommunications Engineering from the University of Aveiro, Portugal in 1996. Presently, he is a Professor in the Department of Electrical Engineering, Escola Profissional Ruiz Costa.