



**Paulo Tiago dos
Santos Saraiva**

VITALJACKET – ACTIGRAFIA E LOCALIZAÇÃO



**Paulo Tiago dos
Santos Saraiva**

VITALJACKET – ACTIGRAFIA E LOCALIZAÇÃO

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Electrónica e Telecomunicações (Mestrado Integrado), realizada sob a orientação científica do Dr. João Paulo Cunha, Professor Associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e co-orientação do Dr. Nuno Borges de Carvalho, Professor Associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro.

Ao meu avô Joaquim e à minha avó Natividade

“A saudade não está na distância das coisas, mas numa súbita fractura de nós, num quebrar de alma em que todas as coisas se afundam.”

Vergílio Ferreira

o júri

presidente

Prof. Dr. Armando José Formoso de Pinho

professor associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Miguel Tavares Coimbra

professor auxiliar da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

Prof. Dr. João Paulo Trigueiros da Silva Cunha

professor associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

Prof. Dr. Nuno Miguel Gonçalves Borges de Carvalho

professor associado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Aos meus orientadores, Prof. Dr. João Paulo Cunha e Prof. Dr. Nuno Borges de Carvalho, pela confiança e incentivo. Pelos diálogos e ideias que me levaram a explorar novas opções.

Ao David Ribeiro, ao Rui Sancho, ao Tiago Pereira, ao Pedro Mourão, ao Bruno Justino e à Elsa Saraiva por permitirem a recolha de dados que tornou possível este trabalho.

A todos os meus amigos e colegas em Aveiro que me proporcionaram momentos inesquecíveis ao longo do meu percurso académico.

Aos meus amigos Bruno Justino e Bruno Tiago pelos cafés de fim-de-semana e sobretudo pela amizade verdadeira.

Aos meus pais e à minha irmã pelo apoio constante e pelos esforços que sempre fizeram para me proporcionarem o melhor. Pela confiança que depositaram em mim nos momentos bons e nos menos bons.

À minha avó Ascensão pelos conselhos sábios sobre vida.

palavras-chave

Tecnologias vestíveis, têxteis electrónicos, actigrafia, acelerómetro triaxial, classificação de movimentos, monitorização sem fios, localização

resumo

As novas tecnologias estão cada vez mais inseridas na vida quotidiana do Homem. Actualmente é possível “vesti-las” como que de uma peça de roupa se tratasse justificando a denominação de tecnologias vestíveis. Estas tecnologias são utilizadas com as mais diversas finalidades que vão desde o lazer, à saúde e à segurança.

O VitalJacket[®] é um exemplo de tecnologia têxtil e electrónica que permite a monitorização de sinais vitais do seu utilizador. Este produto foi desenvolvido na Universidade de Aveiro e tem vindo a ser usado em diversos trabalhos académicos. No caso da presente tese, foi explorada a possibilidade de vir a incorporar na sua tecnologia vestível a actigrafia e a localização "indoor".

Desta forma, é apresentado numa primeira parte desta tese um sistema e um algoritmo que permitem a classificação actigráfica relativamente aos movimentos de “andar”, “correr”, “saltar” e “cair”. É descrito o hardware utilizado e as análises efectuadas aos movimentos para o desenvolvimento do algoritmo. No final é apresentado um teste para averiguar a sensibilidade e especificidade do mesmo.

Na segunda parte é efectuado o estudo de um sistema sem fios que possibilite a monitorização e localização de pessoas em ambientes interiores. Este baseia-se no protocolo ZigBee e mostra-se uma solução para a monitorização sem fios e localização de pessoas em ambientes interiores, passível de ser integrado com o sistema de actigrafia e o VitalJacket[®].

keywords

Wearable technology, electronic textiles, actigraphy, triaxial accelerometer, motion classification, wireless monitoring, location

abstract

New technologies are more and more present in everyday life of Man. Nowadays it is possible to wear them as a piece of clothing justifying the name of wearable technology. These technologies are used for many different purposes such as leisure, health and safety.

VitalJacket[®] is an example of textile and electronics technology that allows monitoring the vital signs of the user. This product was developed at University of Aveiro and has been used in several academic works. In this thesis, is explored the possibility to incorporate into its wearable technology actigraphy and indoor location.

Then is presented in the first part of this thesis a system and an algorithm that allows the actigraphic classification for "walk", "run", "jump" and "fall" movements. It's described the hardware and the movement analyzes for the development of the algorithm. At the end it's presented a test to determine its sensitivity and specificity.

In the second part it's made the study of a wireless system that allows monitoring and locating people in indoor environments. This is based on ZigBee protocol and shows a solution for wireless monitoring and indoors people locating, which can be integrated with the actigraphy system and VitalJacket[®].

ÍNDICE

Índice	i
Índice de Figuras	iii
Índice de Tabelas	vii
Acrónimos	ix
1. Introdução.....	1
1.1. Enquadramento e motivação.....	1
1.2. Objectivos.....	2
1.3. Estrutura da tese.....	2
2. Revisão do Estado da Arte	3
2.1. Tecnologias Vestíveis	3
2.1.1. Computadores Vestíveis	4
2.1.2. História	5
2.1.3. Aplicações.....	7
2.1.4. Têxteis electrónicos.....	11
2.1.5. Sensores.....	13
2.1.6. Presente e futuro.....	14
2.1.7. VitalJacket®	15
2.2. Actigrafia	16
2.2.1. Acelerómetros.....	17
2.2.2. Quantidade e posicionamento dos sensores.....	19
2.2.3. Classificação de actividades e movimentos	20
2.3. Localização.....	25
2.3.1. Ambientes e infra-estruturas	26
2.3.2. Técnicas de localização	29
2.3.2.1. Nearest Cell.....	29
2.3.2.2. Time of Arrival (ToA)	31

2.3.2.3. Time Diference of Arrival (TDoA).....	32
2.3.2.4. Angle of Arrival (AoA).....	33
2.3.2.5. Received Signal Strength Indication (RSSI).....	35
3. Sistema de Monitorização de Actigrafia	37
3.1. Hardware.....	37
3.2. Aquisição e processamento dos dados.....	39
3.3. Desenvolvimento de algoritmos para classificação actigráfica	47
3.3.1. “Andar”.....	48
3.3.2. “Correr”	50
3.3.3. “Saltar”.....	53
3.3.4. “Cair”.....	55
3.4. Testes e resultados.....	58
4. Sistema de Monitorização sem Fios	63
4.1. Redes <i>Mesh</i>	63
4.2. Protocolo <i>XMesh</i>	64
4.3. Liguagem nesC.....	67
4.4. Wireless Sensor Network Classroom Kit.....	68
4.4.1. Módulo wireless IRIS	68
4.4.2. Sensor board – MDA100	71
4.4.3. Gateway / Estação Base – MIB520.....	72
4.4.4. Configuração dos módulos	73
4.4.5. Monitorização	75
4.5. Testes do sistema	79
4.6. Utilização do sistema para fins de localização	84
5. Conclusões e Trabalho Futuro	87
5.1. Conclusões.....	87
5.2. Trabalho futuro	89
Referências.....	91

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Exemplos de computadores vestíveis: (a) Nike+ [11]; (b) I-GARMENT [12]	5
Figura 2 – (a)Primeiro relógio de bolso [19]; (b)Relógio com calculadora algébrica (HP-01) [20]	6
Figura 3 – Exemplos de aplicações dos computadores vestíveis: (a) SmartShirt; (b)WT4000; (c) BLEEX.....	10
Figura 4 – Propriedades dos têxteis electrónicos: (a) ligações incorporadas; (b) flexibilidade..	12
Figura 5 – VitalJacket [9].....	15
Figura 6 – The Actigraph [34]	17
Figura 7 – Sensor MEMS [35].....	18
Figura 8 – Exemplos de utilização de múltiplos acelerómetros [33] [36]	19
Figura 9 – Exemplo de localização de acelerómetros (tronco e perna) [38]	20
Figura 10 – Esquema de algoritmo de extracção de aceleração, indicador de energia, velocidade e distância [47, 53-56, 59-62].....	22
Figura 11 – Exemplos de actividades e posições possíveis do ser humano [36].....	23
Figura 12 – Exemplos de sistemas de localização: (a) Active-Badge [69]; (b) Cricket [70]	27
Figura 13 – Comparação entre alguns sistemas de localização [76].....	28
Figura 14 – Ilustração da técnica Nearest Cell [67]	30
Figura 15 – Ilustração da técnica ToA [67]	32
Figura 16 – Ilustração da técnica TDoA [79]	33
Figura 17 – Ilustração da técnica AoA [79]	34
Figura 18 – Hardware utilizado no trabalho.....	38

Figura 19 – Fotografia da localização do hardware no corpo do utilizador e respectiva orientação dos eixos do acelerómetro.....	39
Figura 20 – Aplicação para realizar importação de dados do cartão micro SD.....	40
Figura 21 – Representação gráfica de dados originais do acelerómetro triaxial numa situação em que o indivíduo estava a andar (dos 28 aos 32 segundos)	40
Figura 22 – Algoritmo de extracção de aceleração	41
Figura 23 – Dados após aplicação de median filter.....	42
Figura 24 – Resposta do filtro passa baixo a 20Hz	42
Figura 25 – Dados após aplicação do filtro passa baixo	43
Figura 26 – Dados depois de convertidos para g e m/s^2	44
Figura 27 – Resposta do filtro passa alto a 0,25Hz.....	45
Figura 28 – Dados após aplicação do filtro passa alto.....	45
Figura 29 – Indicador da energia dispendida ao longo do tempo	46
Figura 30 – DEP do eixo vertical da actividade “andar”	49
Figura 31 – DEP do eixo vertical da actividade “correr”	51
Figura 32 – Representação gráfica das acelerações durante um salto.....	54
Figura 33 – Representação gráfica das acelerações de uma queda	56
Figura 34 – Representação gráfica das acelerações de uma sequência completa.....	59
Figura 35 – Resultados da análise de uma sequência; em cima: aceleração nos 3 eixos e indicador de energia dispendida (a amarelo); em baixo: resultado gráfico da aplicação do algoritmo.....	59
Figura 36 – Diagrama exemplificativo de uma rede <i>Mesh</i> [83].....	64
Figura 37 – Diagrama exemplificativo de uma rede <i>XMesh</i> [83].....	65
Figura 38 – Fotografia de um módulo IRIS da Crossbow [86].....	69

Figura 39 – Diagrama de blocos da estrutura interna de um módulo IRIS [86]	70
Figura 40 – Fotografia da placa de sensores MDA100 (inclui um termistor e uma fotocélula) [87]	71
Figura 41 – Fotografia da placa MIB520 utilizada como Gateway/Estação Base [86]	72
Figura 42 – Janela de configurações da comunicação com o Gateway [88].....	73
Figura 43 – Aplicação MoteConfig para configuração/programação dos módulos [88]	74
Figura 44 – Arquitectura da programação dos módulos através do ar (OTAP) [88]	75
Figura 45 – Estrutura de uma rede <i>XMESH</i>	76
Figura 46 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Data” activo.....	77
Figura 47 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Chats” activo	77
Figura 48 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Topology” activo	78
Figura 49 – Localização dos módulos (vermelho) – esquerda: piso -1; direita: piso 0.....	80
Figura 50 – Localização dos módulos (vermelho) e da estação base (azul) – esquerda: piso 1; direita: piso 2.....	80
Figura 51 – Screenshot do Moteview mostrando dados do teste do sistema.....	81
Figura 52 – Screenshot do Moteview mostrando dados do teste do sistema em modo gráfico	82
Figura 53 – Screenshot do Moteview mostrando dados relativos à qualidade das ligações da rede	82
Figura 54 – Screenshot do Moteview mostrando a topologia da rede em dois momentos diferentes.....	83
Figura 55 – Janela de configurações da exportação de dados	83

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Áreas de aplicação das tecnologias vestíveis	8
Tabela 2 – Tipos de sensores e suas utilizações	13
Tabela 3 – Informação sobre os indivíduos que participaram no estudo	47
Tabela 4 – Resultados da análise das sequências de “andar”	50
Tabela 5 – Resultados da análise das sequências de “correr”	52
Tabela 6 – Resultados da análise das sequências de saltos	55
Tabela 7 – Resultados da análise das sequências de quedas	57
Tabela 8 – Resultados da análise da totalidade das sequências	60
Tabela 9 – Resultados da sensibilidade e especificidade do sistema	61

ACRÓNIMOS

EKG	Electrocardiograma
GPS	Global Positioning System
GSM	Global System for Mobile Communications
GUI	Graphic User Interface
HPF	High Pass Filter
IEETA	Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro
LAN	Local Area Network
LPF	Low Pass Filter
MEMS	Micro Electro Mechanical Systems
MIT	Massachusetts Institute of Technology
PDA	Personal Digital Assistant
RFID	Radio-Frequency Identification
RSSI	Received Signal Strength Indication
SNR	Signal-to-Noise Ratio
ToA	Time of Arrival
UMTS	Universal Mobile Telecommunication System
VHF	Very High Frequency
WLAN	Wireless Local Area Network

1. INTRODUÇÃO

1.1. Enquadramento e motivação

A proliferação das novas tecnologias é uma realidade, estando estas cada vez mais presentes em todos os momentos do nosso dia-a-dia. Essas tecnologias tendem a ser mais pequenas e mais funcionais de modo a poderem ser transportadas para qualquer lugar. Daí advém o conceito de tecnologias “vestíveis”, que surge com a miniaturização dos dispositivos e a sua adaptação para que possam ser utilizadas pelo Homem com o máximo conforto possível.

A aplicação das tecnologias em prol da saúde e bem-estar é feita há já algum tempo, contudo com o desenvolvimento das mesmas vão surgindo novas possibilidades de aplicação. A capacidade de monitorização das pessoas, quer para efeitos de saúde ou simplesmente de bem-estar é uma dessas novas vertentes.

O VitalJacket[®] é um produto comercial exemplo deste tipo de tecnologia conjugando tecnologia têxtil e micro-electrónica de modo a permitir a monitorização de variáveis vitais do seu utilizador onde quer que ele se encontre.

Quando se fala em monitorização pode pensar-se segundo várias perspectivas dependendo do tipo de informação que nos interessa. Uma possível e interessante abordagem da monitorização é a capacidade de sabermos o tipo de actividade que a pessoa está a realizar (actigrafia) de forma a podermos complementar outra informação, como por exemplo dos sinais vitais. Esse complemento pode também ser feito com informação do local onde os dados estão a ser recolhidos (localização). A associação destes dois elementos pode ser fundamental na contextualização de dados recolhidos em situações e lugares específicos, como por exemplo perceber que o ritmo cardíaco da pessoa aumentou quando ela executou exercício físico mais intenso.

1.2. Objectivos

Pretende-se com a realização deste projecto implementar uma solução que permita a monitorização actigráfica de pessoas. Para isso é utilizado hardware anteriormente implementado, realizados estudos e desenvolvidos algoritmos para classificação actigráfica.

Como segundo objectivo tenciona-se seleccionar e estudar um sistema que possibilite a localização em ambientes interiores (*indoor*) e exteriores (*outdoor*) e que seja possível integrar com o sistema de actigrafia.

A finalidade última será a aplicação futura de sistemas deste tipo no VitalJacket[®] podendo ser uma mais-valia na sua vertente desportiva.

1.3. Estrutura da tese

Esta dissertação está organizada em 5 capítulos. No capítulo 1 foi apresentado o enquadramento e a motivação para este trabalho bem como os objectivos do mesmo.

No capítulo 2 é apresentada uma revisão do estado da arte relativamente aos temas abordados pelo trabalho, as tecnologias vestíveis, a actigrafia e a localização, bem como as bases para o desenvolvimento dos algoritmos de actigrafia.

No capítulo 3 expõem-se os sistemas de actigrafia. São apresentados os estudos efectuados e os algoritmos desenvolvidos para o sistema de actigrafia bem como os testes realizados ao mesmo.

No capítulo 4 é exposto um sistema de monitorização sem fios e realizado um estudo ao mesmo com vista à sua utilização para localização em ambientes interiores

No capítulo 5 são feitas as conclusões finais sobre o trabalho desenvolvido e são apresentadas algumas sugestões de trabalho futuro.

2. REVISÃO DO ESTADO DA ARTE

2.1. Tecnologias Vestíveis

As tecnologias de informação e comunicação têm sofrido alterações dramáticas nos últimos 30 anos trazendo novas e excitantes oportunidades à nossa vida. Os anos 80 foram a década do computador pessoal que trouxe a computação para casa das pessoas. Na década de 90 apareceu a internet e a *World-Wide-Web* que revolucionou o conceito de acesso e partilha de informação. No meio desta revolução tecnológica somos agora confrontados com uma terceira onda de novas tecnologias, a dos dispositivos móveis e da computação vestível, em que os dispositivos estão cada vez mais pequenos permitindo-nos andar com eles constantemente e, para além disso, eles têm a possibilidade de interagir com outros dispositivos existentes no meio envolvente. Assim, a tecnologia está cada vez mais presente no nosso quotidiano, não apenas através das interfaces convencionais a que estamos habituados, como o computador, o telemóvel, o leitor de mp3, entre outros, incorporando-se no dia-a-dia de forma quase imperceptível.

O desenvolvimento da tecnologia vestível é talvez uma consequência lógica da convergência entre a miniaturização da electrónica (nanotecnologia) e o crescente interesse na massificação das tecnologias onde a mobilidade é um dos principais objectivos [1]. Tecnologia vestível (*Wearable Technology*) é um termo utilizado para definir toda a roupa ou acessório vestível que possui algum tipo de tecnologia, seja ela um tecido inteligente, um computador ou uma roupa tecnológica que interage com o usuário baseado no contexto envolvente. Contudo, tecnologias vestíveis são mais que um simples par de óculos, distinguindo-se das peças vulgares por serem programáveis e/ou com capacidade de interagirem com outros dispositivos do meio envolvente.

Como exemplos temos casacos multimédia com mp3 incorporado, sapatilhas que armazenam informações de treinos físicos, pijama que mantém o corpo do utilizador quente nos dias frios, fato de natação sem costuras, etc. Próteses e exoesqueletos são outros exemplos de tecnologias vestíveis.

2.1.1. Computadores Vestíveis

Um computador vestível (*Wearable Computer*) é definido como um computador completamente funcional, autoalimentado e independente, que é transportado junto ao corpo e que possibilita o acesso e a interacção com informação em qualquer lugar a qualquer momento [2]. Os computadores vestíveis são na sua maioria utilizados em aplicações que necessitam de suporte computacional, quando as mãos, voz ou olhos do utilizador estão ocupados, estando sempre presentes e permanecendo ligados. O propósito dos computadores vestíveis é no fundo a ampliação das aptidões pessoais, sendo um caminho para o aumento das capacidades cognitivas e sensoriais do Homem [3].

Os computadores vestíveis são também um dos principais produtos de consumo da cibermoda. “Expressam uma nova forma de usar os componentes electrónicos na moda urbana, pois possibilita uma forma de sinergia entre o homem e o computador, oferecendo uma área pessoal de comunicação, onde o usuário estabelece conexões através do próprio corpo por meio do uso de sensores. Quando ligado à Web este dispositivo potencializa a capacidade do usuário de interagir simultaneamente em diferentes espaços físicos remotos e digitais” [4].

Na última década têm sido várias as investigações e os avanços na criação de computadores vestíveis pelo que se podem mencionar exemplos de alguns produtos (VitalJacket[®], Vivometrics, t-shirt Polar-Adidas, sapatilhas Nike+Apple (Figura 1 (a)), telemóvel Nokia888), e projectos de investigação que resultaram em dispositivos (IST SENSATION, IST AMON), luva inteligente (MARSIAN), rede de sensores corporais (IST URSAFE, IST MOBIHEALTH), roupas biomédicas (Wearable Motherboard, Ledwrap, Vivometrics LifeShirt, WEALTHY, MagIC, Sensatex Alpha Shirt, MyHeart, PROETEX,

MERMOTH, BIOTEX, STELLA, CONTEXT, SINTEX...) e aplicações militares e de segurança (I-GARMENT (Figura 1 (b)), MIThirl) [5-16].



Figura 1 – Exemplos de computadores vestíveis: (a) Nike+ [11]; (b) I-GARMENT [12]

Estes dispositivos, para além de portáteis, apresentam flexibilidade na sua utilização permitindo uma facilitação das tarefas e uma monitorização constante não invasiva para o utilizador. Versões de pesquisa apresentam em geral muitos fios e algum desconforto, o que não acontece com os produtos finais disponíveis no mercado embora estes sejam dispendiosos. Como toda a tecnologia, estes dispositivos estão propensos a utilizações menos lícitas podendo resultar entre outros na invasão da privacidade das pessoas.

2.1.2. História

Os óculos, referenciados primeiramente em 1262 por Roger Bacon [17], são o primeiro exemplo de um dispositivo que se coloca no corpo destinado a auxiliar o Homem. Um dispositivo simples que auxilia quem tem dificuldades ou problemas de visão.

Em 1510 é inventado por Peter Henlein o relógio de bolso (Figura 2 (a)) que permite ao seu utilizador saber as horas em qualquer momento através da sua consulta. Posteriormente em 1907 o relógio é adaptado, por Louis Cartier, de modo a poder andar sempre no pulso e tornar a sua consulta mais simples e espontânea.

O primeiro dispositivo a que realmente se pode chamar de computador vestível surge em 1961 por Ed Thorp e Claude Shannon [18]. Trata-se de um dispositivo analógico para prever a roleta que tem a dimensão de um pacote de cigarros e que proporcionaria um ganho de +44%. Foi concebido em 1955 e com o apoio do *Massachusetts Institute of Technology* (MIT) a versão final foi testada em 1961, sendo mantida em segredo até 1966.

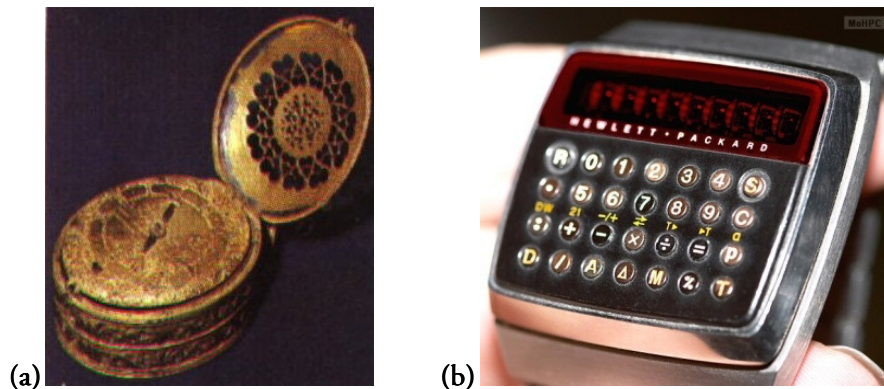


Figura 2 – (a)Primeiro relógio de bolso [19]; (b)Relógio com calculadora algébrica (HP-01) [20]

Em 1977 surge o primeiro relógio de pulso a integrar uma calculadora algébrica (Figura 2 (b)) sendo uma maravilha da miniaturização e design inteligente da época [20]. Era mais que a simples união de um relógio e uma calculadora, permitindo opções que resultavam da sua junção. Por exemplo, para ajustar fusos horários o utilizador adicionava ou subtraía o valor respectivo e guardava posteriormente em memória.

Nessa mesma década o Walkman, um leitor de cassetes portátil, foi introduzido no mercado pela Sony em 1979 [21]. A ideia de um dispositivo que permitia ouvir música enquanto se caminhava ou andava de bicicleta surgiu de Masaru Ibuka que tinha cerca de 70 anos na altura. De início várias críticas surgiram por este não ter a funcionalidade de gravação mas rapidamente foi um sucesso especialmente entre os mais jovens. Mais tarde o produto evoluiu para leitor de CDS.

Os avanços nas tecnologias são então tema de reflexão e chegam ao cinema. O filme *Terminator* estreia em 1987 e retrata uma história onde existe um Homem-máquina que possui avançadas tecnologias ao nível de processamento de informação e armamento incorporadas no próprio corpo.

A Olivetti desenvolveu em 1990 um sistema, utilizando infra-vermelhos, em que uma espécie de crachá, transportado pela pessoa, enviava um identificador único para os receptores colocados nas diferentes divisões de um edifício. A informação era encaminhada para uma central tornando assim possível acompanhar a localização de alguém [22].

Três anos mais tarde, em 1993, a BBN termina o sistema *Pathfinder* que incluía um computador vestível, GPS e um sistema de detecção de radiação [22]. Em 1994 Steve Mann cria uma *webcam wireless* vestível que colocada em cima da cabeça envia a imagem captada para uma página *Web* quase em tempo real.

A cada vez maior expansão das tecnologias leva ao alargamento das suas áreas de aplicação. Acontece em 1997 o *Smart Clothes Fashion Show* que resulta de uma colaboração dos estudantes da *Creapôle Ecole de Création* e de Alex Pentland (MIT) mostrando já a previsão da eminente junção da moda e dos computadores portáteis.

No século XXI muitos foram os caminhos e as mais diversas áreas onde se registaram desenvolvimentos fazendo uso do conceito vestível.

2.1.3. Aplicações

O principal estímulo para muitas das investigações no campo das tecnologias vestíveis tem sido e continua a ser a aplicação militar, mas o mercado está já a emergir em potenciais aplicações tais como a saúde, as roupas desportivas ou o lazer. Assim a investigação das tecnologias vestíveis centra-se sobretudo em quatro áreas gerais (Tabela 1): medicina/saúde – para monitorizar o corpo da pessoa; profissional – para aumentar a eficiência e a

produtividade; segurança – para aumentar ou diminuir as capacidades físicas bem como localizar os utilizadores; e lazer – para aplicações de bem-estar e estilo de vida [3].

Tabela 1 – Áreas de aplicação das tecnologias vestíveis

Áreas	Sinais/métodos	Processamento
Saúde	ECG Impedância Resistência Pletismografia PPG Aceleração	Ritmo cardíaco Variabilidade do ritmo cardíaco (HRV) Ritmo e amplitude respiratória Oximetria Nível e tipo de actividade
Bem-estar / lazer	ECG PPG Aceleração	Ritmo cardíaco Nível e tipo de actividade
Segurança	ECG Respiração Aceleração Sensores de contexto	Ritmo cardíaco Variabilidade do ritmo cardíaco (HRV) Ritmo e amplitude respiratória Oximetria Nível e tipo de actividade Temperatura ambiente Pressão Luminosidade Som Localização
Profissional	Sensores de contexto	Temperatura ambiente Pressão Luminosidade Som Localização

As aplicações médicas procuram aumentar as possibilidades de monitorização do corpo e capturar informação relativa ao mesmo que de outra forma seria oculta ou indetectável. É uma área em grande expansão que continua a ser principalmente caracterizada por ambiciosos projectos, muitos ainda em fase de protótipo. Os desafios mais críticos são: a reabilitação (em que o computador nunca pode avariar), a segurança (a confidencialidade dos dados traduz-se numa necessidade de segurança entre as ligações dos diferentes nós do sistema) e a protecção (é necessário ter a certeza que não trás qualquer tipo de consequências nefastas vestir um computador 24 horas por dia).

Um exemplo é o SmartShirt System™ da Sensatex (Figura 3 (a)), um projecto inicialmente da *Defense Advanced Research Projects Agency* (DARPA) [23]. Este sistema encontra-se já na fase de comercialização e apresenta-se como um produto desenhado para adquirir informação fisiológica e de movimento do corpo humano. Trata-se de uma t-shirt sem costuras, totalmente lavável e com fibras condutoras totalmente integradas no tecido de nylon que possibilitam a aquisição e transferência de sinais fisiológicos para um pequeno controlador, onde os sinais são digitalizados e enviados pelo ar para uma localização remota.

A área profissional é provavelmente a que apresenta maior crescimento e a primeira onde se implementaram realmente exemplos para a vida real. Isto acontece porque as aplicações que se propõem assentam em tecnologias já implementadas. O WT4000 (Figura 3 (b)) é um exemplo de tecnologia vestível nesta categoria [24]. É constituído por 3 dispositivos: computador terminal, anel leitor de código de barras e um suporte para o braço. Destina-se a ser utilizado por trabalhadores que precisem de ter as mãos livres permitindo maior eficiência operacional e precisão, atingindo produtividades até cerca de 30% superiores. O sistema de mãos livres proporciona maior flexibilidade, com um auricular que suporta *voice picking* e a possibilidade de os ligar de ambos os lados permitindo a utilização de destros e canhotos. Com um desenho robusto funciona mesmo nas condições térmicas mais exigentes, como seja o caso de câmaras de congelação. Dispõe de ligação wireless, design ergonómico e consente a ligação de outros periféricos.

No campo da segurança – militar e aplicação da lei – as aplicações dos computadores vestíveis destinam-se a aumentar ou diminuir as capacidades físicas. Depois dos acontecimentos do 11 de Setembro de 2001 o investimento nesta área cresceu exponencialmente, com alguns especialistas a dizerem que este será o futuro das tecnologias vestíveis. Exemplo disso mesmo é o projecto *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX)[25] que desenvolveu um exoesqueleto que se adapta ao corpo humano, desenhado para ser forte e pró-activo (Figura 3 (c)). Empresas como a Sarcos (robótica) e a Raytheon (militar) já desenvolveram alguns protótipos de exoesqueleto, sendo que o grande problema é a fonte de energia. A sua principal aplicação não será o combate mas sim o suporte, ajudando na

movimentação de cargas pesadas permite mais agilidade nas operações e previne lesões causadas pelo levantamento repetido de peso. Os militares esperam que modelos mais elaborados possam, no futuro, participar em combates, carregar armas pesadas ou soldados feridos, recolher informação sobre o posicionamento dos colegas e/ou inimigos bem como a detecção, interpretação de sons e a monitorização da condição física do soldado que o envergue.



Figura 3 – Exemplos de aplicações dos computadores vestíveis: (a) SmartShirt; (b) WT4000; (c) BLEEX

Por fim várias aplicações têm sido desenvolvidas para lazer e bem-estar. Estas são provavelmente as principais responsáveis por trazer a tecnologia vestível para o nosso dia-a-dia. Paradoxalmente existe também um consenso que até estas aplicações se parecerem e comportarem como as actuais peças de roupa não serão aceites pelo público em geral e não passarão de projectos [26]. Tendo em conta este paradoxo os produtos idealizados são mais ambiciosos enquanto que os produtos desenvolvidos são mais banais. As sapatilhas *Nike+* desenvolvidas pela Nike e pela Apple são um bom exemplo. Permitem controlar a distância, tempo, ritmo e calorias queimadas enquanto se corre. Um sensor colocado na sapatilha transmite a informação para o receptor que se liga a um *iPodnano*. O utilizador pode carregar programas de treino para o sistema e pode no final descarregar e visualizar toda a informação recolhida ao longo do treino.

Os limites e objectivos destas áreas não estão rigidamente delineados nem se encontram completamente dissociados. Na verdade elas sobrepõem-se constantemente utilizando os desenvolvimentos umas das outras nas suas próprias pesquisas. Os militares afirmam que o desenvolvimento da tecnologia trouxe maior segurança aos soldados e que provavelmente esta será utilizada futuramente pela sociedade civil no acompanhamento dos indicadores de saúde. Por outro lado a Honda Motor lançou um dispositivo que auxilia nos deslocamentos aliviando o peso exercido sobre os músculos das pernas e joelhos, agindo como um exoesqueleto, providenciando duas pernas artificiais que se encaixam ao lado das pernas do utilizador [27].

2.1.4. Têxteis electrónicos

Do desenvolvimento das tecnologias vestíveis surgiu a necessidade de minimizar os incómodos de sistemas grandes, pesados e com fios que limitam os movimentos e provocam desconforto em geral. Para responder a essa e outras necessidades surgiram os têxteis electrónicos também conhecidos como *e-textiles*.

Têxteis electrónicos são tecidos que incorporam electrónica e conexões tecidas, com flexibilidade e tamanho que não podem ser atingidos com outras técnicas de fabrico de electrónica, em que componentes e ligações são intrínsecos ao tecido (Figura 4). Podem incorporar fibras e tintas condutoras, com sensores e interruptores para monitorizar aspectos como a saúde e bem-estar, localização, postura e velocidade, bem como servir de interface com dispositivos de comunicações móveis. São a natural integração dos sensores e dos têxteis, traduzindo-se numa aquisição da informação do contexto em que o utilizador está inserido que não interfere de modo algum na utilização da peça de vestuário. A distribuição dos sensores ao longo do corpo não só permite uma aquisição multiponto como o electrocardiograma ou um detector de posturas, mas permite também um aumento na privacidade camuflando os dispositivos de monitorização de saúde com as peças de roupa.

Os têxteis electrónicos podem por exemplo ser utilizados por desportistas entusiastas ou por atletas de alta competição que pretendem maximizar o seu treino e performance. A

LifeShirt [28] é uma t-shirt com sensores respiratórios, ECG e acelerómetro. Proporciona uma monitorização biométrica contínua, fazendo medições como o ritmo cardíaco e respiratório, as calorias queimadas e a temperatura do corpo dos atletas, comprovando que os sensores embutidos e distribuídos nas peças de roupa são mais práticos que os convencionais.

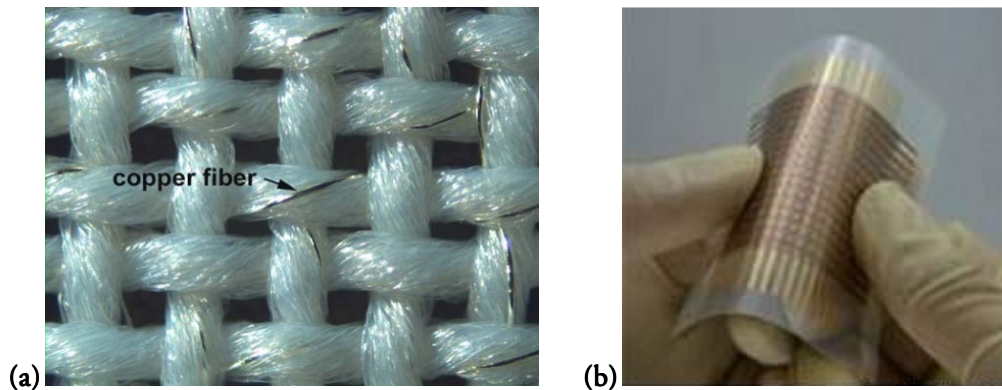


Figura 4 – Propriedades dos têxteis electrónicos: (a) ligações incorporadas; (b) flexibilidade

Um tecido fabricado com nano fibras de zinco e fibras têxteis normais que converte vibrações de baixa frequência em electricidade foi recentemente anunciado [29]. Enquanto a pessoa tem a peça de roupa vestida as fibras ao roçarem umas nas outras produzem energia sendo os fios extremamente pequenos e o material flexível. Uma possível utilização perspectivada é militar, estimando uma produção energética de 80 miliwatts por metro quadrado. Está também prevista a possibilidade de ser feito com Kevlar permitindo assim protecção à prova de bala bem como de condições ambientais adversas.

Com os constantes avanços e o aparecimento de novidades tecnológicas como os transístores e sensores orgânicos, fabricados com técnicas de *sputtering*, possuindo enorme flexibilidade e sensíveis à temperatura e à pressão, ou os nanotubos de carbono, moléculas cilíndricas de carbono que podem ter propriedades condutoras ou semi-condutoras, os têxteis electrónicos esperam para breve desenvolvimentos significativos nas suas capacidades e aplicações [6].

2.1.5. Sensores

A percepção, no campo das tecnologias vestíveis, traduz-se na criação de dispositivos capazes de reconhecer, adaptar e (re)agir ao seu utilizador, à sua localização e à actividade que está a ser executada. Essa percepção é construída através do desenvolvimento e incorporação de sensores como infravermelhos, acelerómetros, sensores de temperatura, entre outros (Tabela 2). Esses sensores capturam um estímulo analógico do ambiente ou do corpo e convertem-no em sinais eléctricos que podem ser interpretados por um dispositivo digital com um microprocessador.

Tabela 2 – Tipos de sensores e suas utilizações

Tipo de sensor	Estímulo	Utilização
Mecânico	Posição, aceleração, força massa, deslocamento	Detectar posição de pessoas/objectos, peso, movimentos
Acústico	Volume, frequência, fase, distância	Detectar sons, interpretar discursos
Biológico	Batimento cardíaco, temperatura do corpo, actividade cerebral, ritmo respiratório	Percepção do estado físico e mental das pessoas
Óptico	Refracção, frequência da luz, brilho, luminosidade	Detecção de visão computacional, detecção de movimento/presença com infra-vermelhos
Ambiental	Temperatura, humidade	Monitorização das condições ambientais

Consoante o tipo de informação que captam podem qualificar-se como fisiológicos/biológicos ou ambientais. Os fisiológicos e/ou biológicos destinam-se a perceber as condições do corpo humano e vão desde os mais tradicionais, capazes de medir biopotenciais, bioimpedância, temperatura da pele, pressão sanguínea, respiração, oxigenação, movimento e actividade, até uma nova geração de sensores, capaz de fazer medidas bioquímicas e bioeléctricas. Os ambientais destinam-se a perceber as condições do meio envolvente em que o utilizador se encontra tais como temperatura ambiente, pressão atmosférica, luminosidade, movimento, som, localização.

A informação disponibilizada pelos sensores pode ser processada localmente para desempenhar tarefas de reconhecimento do contexto como navegação e comunicação, ou remotamente, quando a informação é processada por terceiros, por exemplo, quando se monitoriza a actividade cardiovascular.

2.1.6. Presente e futuro

Se inicialmente os computadores vestíveis eram considerados ferramentas desenhadas para proporcionar ao seu utilizador acesso constante instantâneo à informação, actualmente o derradeiro objectivo é que eles sejam pró-activos, isto é, com capacidade de resposta, ligados e “conscientes”. Esta mudança implica bastante mais que soluções técnicas, envolve a mudança da percepção da identidade do computador – o computador vestível deixou de ser uma ferramenta e passa a ser uma “companhia tecnológica”, uma “extensão do corpo” ou uma “segunda pele” [3].

Independentemente das abordagens e dos caminhos que se sigam há aspectos que são fundamentais e que não podem ser descurados constituindo, a par de novas ideias e aplicações que surjam, os principais desafios no avanço desta tecnologia. Entre eles está o nível de processamento, que deverá ser convenientemente distribuído entre local e global de maneira a permitir integrar um maior número de aplicações e funcionalidades. Em paralelo existe a preocupação com a gestão de energia, aspecto fundamental desta tecnologia tendo em conta o conceito de autonomia a ela associado. A independência em termos de energia é, e será sem dúvida, um dos aspectos fundamentais na sua expansão. Outras preocupações mais genéricas como o melhoramento da ergonomia e uma maior tolerância a falhas são aspectos a considerar igualmente. Por último, mas não menos importante, está a optimização de toda a tecnologia de modo a reduzir o seu custo de produção.

A tecnologia vestível é uma área transdisciplinar emergente que junta conceitos e conhecimento a partir de uma grande variedade de disciplinas, desde a engenharia ao design têxtil. Porém, ainda está para vir uma exploração significativa desta tecnologia no que diz

respeito à emergência do mercado de massas dos produtos comerciais. Num futuro próximo podemos vestir qualquer tecnologia que a nossa imaginação permitir.

2.1.7. VitalJacket®

O VitalJacket® é um sistema de monitorização de sinais vitais embebido na roupa que junta a componente têxtil com micro-electrónica (Figura 5). Este sistema foi concebido e desenvolvido para uma aproximação pragmática a vários cenários clínicos, em hospitais, em casa e em movimento, para pacientes ou saudáveis que necessitam de uma monitorização contínua ou frequente de sinais vitais com elevada qualidade.

É um sistema capaz de adquirir, armazenar e analisar (online e offline) vários sinais fisiológicos como o ECG, frequência cardíaca, respiração, saturação de oxigénio, actividade, postura e temperatura corporal. Além disso, permite adicionar outros sensores funcionando como uma motherboard vestível. Estes sinais são enviados para análise em tempo real para um PDA, utilizando tecnologia sem fios, ou gravados para análise posterior. Foi desenhado a pensar no conceito da Casa do Futuro que pretende incluir este tipo de monitorização online para idosos e/ou pacientes que necessitem de atenção especial em algum sinal vital.

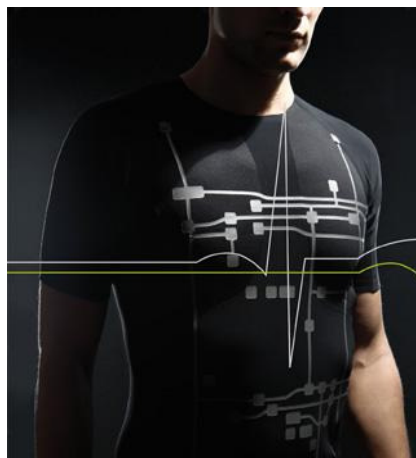


Figura 5 – VitalJacket [9]

Este sistema pode ainda ser complementado com outros equipamentos como uma balança digital, um dispensador de medicamentos ou um medidor de pressão sanguínea. Todos estes equipamentos são integrados numa rede sem fios com uma ligação segura sobre a Internet para uma estação de monitorização onde médicos podem receber alertas e biosinais que necessitem de verificação. Este sistema foi testado com sucesso em ambiente real no Hospital S. Sebastião em S. M. Feira, Aveiro e está em estudo no Hospital de Gaia [9].

Encontra-se já disponível no mercado uma versão que pode ser utilizado para diferentes aplicações como fitness, desportos de alta performance e várias aplicações médicas. Os dados são enviados por bluetooth para um PDA ao mesmo tempo que são armazenados num cartão de memória. A versão VJMobile permite a visualização do ECG e frequência cardíaca em tempo real e o registo de eventos para posterior análise na aplicação VJDesktop fornecida com o dispositivo. Esta versão é indicada para a monitorização da onda cardíaca em tempo real, o utilizador poderá definir limites de frequência cardíaca e registar todos os eventos no PDA que ficarão sincronizados com o sinal adquirido.

2.2. Actigrafia

A actividade física diária (ou a falta dela) é um factor determinante na qualidade de vida. A avaliação da actividade de sujeitos que vivem numa comunidade é um importante meio de apreciação do estado de saúde e bem-estar. Nos últimos anos tem-se verificado uma crescente utilização da actigrafia nessa avaliação.

A actigrafia é um método, não invasivo, para monitorização do ciclo circadiano (sono/vigília) de uma pessoa que permite o registo da actividade motora ao longo do dia/noite [30, 31]. Os movimentos do sono são diferentes dos do estado de vigília uma vez que não têm um objectivo específico e muitas vezes a pessoa não está consciente da sua ocorrência. Os movimentos dos membros são causas comuns das alterações do sono pelo que são assim objecto de estudo.

O registo da actividade em vigília com o objectivo de quantificar e qualificar o movimento efectuado é também desejável quer em questões de saúde e bem-estar quer numa vertente desportiva, onde interessa acompanhar e regular o esforço dispendido e a quantificação das actividades realizadas [32]. A monitorização da postura é uma outra vertente também utilizada pelos médicos no acompanhamento de doentes e idosos, bem como na reabilitação [33].



Figura 6 – The Actigraph [34]

Existem actualmente no mercado alguns dispositivos que permitem este tipo de avaliação como o *TriTrac-R3D*, o *Intelligent Device for Energy Expenditure and Activity* ou o *Actigraph* (Figura 6) que permite calcular a intensidade da actividade física, contar o número de passos e calcular a distância percorrida, entre outros [34]. Estes dispositivos fazem uso principalmente de acelerómetros e giroscópios para aquisição de sinais.

2.2.1. Acelerómetros

A aceleração é definida como a taxa temporal de variação da velocidade, ou seja, é a rapidez com que a velocidade de um corpo varia e pode ser definida pela expressão

$$a = \frac{\partial v}{\partial t} = \frac{\partial^2 x}{\partial t^2}$$

sendo quantificada em m/s^2 . Pode também ser mensurada em g sendo esta unidade correspondente à gravidade exercida pela Terra num corpo ao nível do mar ($9,8m/s^2$).

Para realizar a monitorização de actividades são utilizados sobretudo dados de acelerações de diferentes partes do corpo. Utiliza-se para isso acelerómetros que são sensores ou transdutores que medem acelerações. Estas medições podem ser efectuadas segundo qualquer direcção podendo ter até 3 eixos, permitindo medições a uma, duas ou três dimensões numa combinação de acelerómetros uniaxiais dispostos ortogonalmente.

Existem vários tipos de acelerómetros como por exemplo os acelerómetros com sensores piezo-eléctricos, de ressonância, de indução magnética, a laser e ópticos, entre outros. Os acelerómetros mais utilizados em aplicações de actigrafia são os MEMS (*Micro Electro Mechanical Systems*).

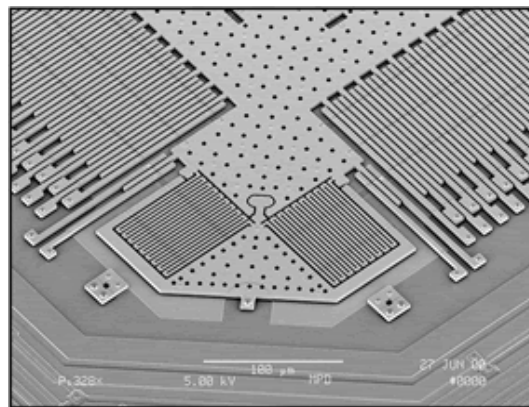


Figura 7 – Sensor MEMS [35]

O sensor MEMS de um acelerómetro linear baseia-se numa estrutura de silicone, com interdigitações e em forma de pente constituída por dedos fixos e móveis (Figura 7). A aceleração obtém-se da medição dos deslocamentos de elementos móveis que estão associados aos eixos. O movimento medido pelo sensor é então convertido num sinal analógico ou digital. O facto de estarem cada vez mais disponíveis no mercado, aliados a um preço cada vez mais baixo e um tamanho cada vez menor, faz com que sejam os dispositivos ideais para inúmeras aplicações.

2.2.2. Quantidade e posicionamento dos sensores

Qualquer método ou dispositivo que tenha como finalidade medir, quantificar, qualificar ou registrar a actividade física da pessoa tem que ter em conta o número e posicionamento dos sensores. Estas decisões são tomadas, entre outras, mediante as especificações previstas, a finalidade última do sistema e a abordagem tomada na análise dos dados.

Relativamente ao número de sensores o mais comum é a utilização de um único acelerómetro. Recorrendo apenas a um sensor pode-se calcular a energia dispendida num dado momento, perceber a orientação da pessoa, se está de pé ou deitada, e nesse caso se está sobre a barriga, costas ou lateralmente. É possível distinguir se a pessoa está em repouso ou movimento e actividades como andar, sentar, levantar e cair.

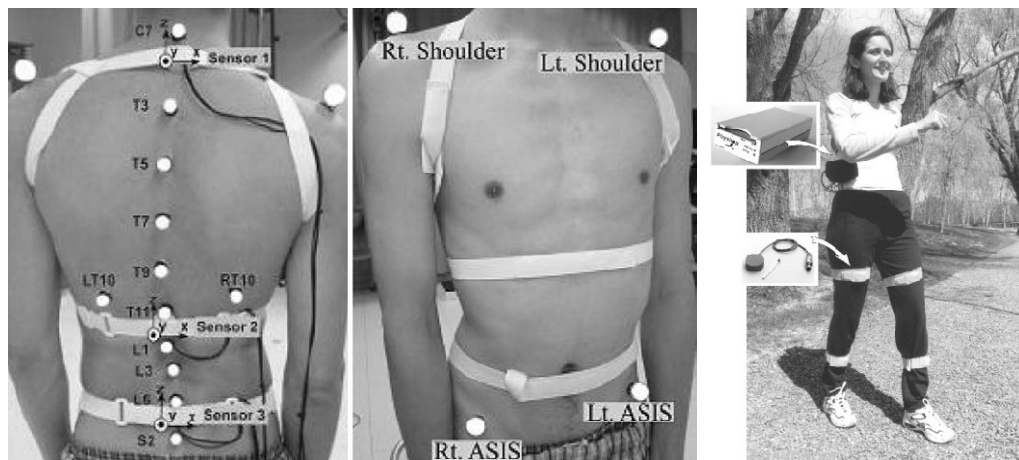


Figura 8 – Exemplos de utilização de múltiplos acelerómetros [33] [36]

Todavia há trabalhos em que são utilizados múltiplos sensores (Figura 8). Estes permitem uma informação mais completa dos movimentos do utilizador. São usualmente utilizados para classificar situações mais complexas como posturas corporais, movimentos a três dimensões, subir e descer escadas, abrir ou fechar portas, etc [33, 37].

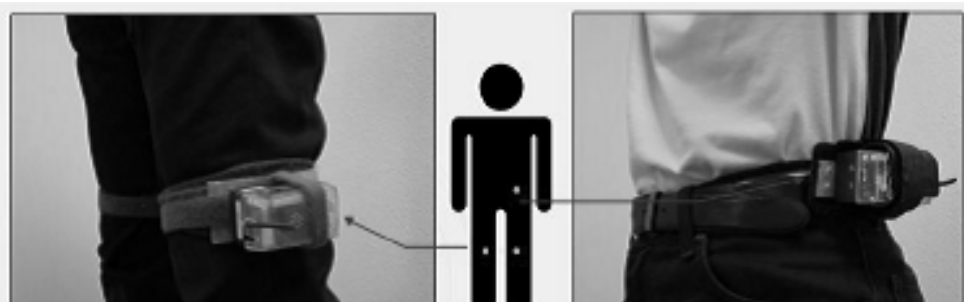


Figura 9 – Exemplo de localização de acelerómetros (tronco e perna) [38]

A colocação dos sensores é também muito importante na realização do trabalho. Os locais mais comuns para a colocação dos acelerómetros são a cabeça, o tronco e as pernas (Figura 9). No que diz respeito aos movimentos de locomoção, vários estudos reportam uma atenuação da aceleração da parte inferior do corpo para a superior, nomeadamente da onda de impacto do pé no chão [39, 40]. Por vezes é utilizado mais que um acelerómetro simultaneamente, colocados em sítios diferentes como por exemplo na tíbia e na cabeça para estudar esse fenómeno [41-43]. A colocação ao nível do tronco deve-se em parte a ser neste que se encontra o centro de massa do corpo humano e a traduzir assim de modo mais sensato a aceleração experimentada pelo utilizador. Existem outras localizações menos comuns mas também utilizadas para a colocação dos acelerómetros como seja o queixo ou o pé, entre outros [44-46].

2.2.3. Classificação de actividades e movimentos

Como referido anteriormente a actigrafia estuda a actividade humana, mais em particular a actividade motora, servindo-se para isso da acelerometria que tem vindo a ser utilizada para facilitar a monitorização a longo termo usando sistemas com sensores vestíveis. Outros estudos demonstraram também a utilização deste tipo de sistemas para reconhecer actividades do dia-a-dia, na aquisição indirecta de medições da energia metabólica dispendida durante o exercício e em alarmes de quedas. Alguns destes sistemas utilizam múltiplos

acelerómetros colocados em diferentes sítios do corpo para permitir a detecção de actividades como andar, subir escadas, correr ou andar de bicicleta [47]. A complexidade dos algoritmos utilizados para realizar a classificação dos movimentos apresenta variações, com os investigadores a utilizar métodos de *threshold* fixo [48, 49], estratégias de reconhecimento de padrões [50], lógica convencional e lógica difusa [51] e redes neuronais artificiais [52].

Contudo, para realizar a classificação de actividades é necessário numa primeira fase realizar a aquisição de dados e extracção dos valores de aceleração e de outras grandezas utilizadas nos algoritmos.

Após a aquisição de dados provenientes do acelerómetro a técnica usualmente aplicada em primeiro lugar, na literatura consultada, é a passagem do sinal original (*raw data*) por um *median filter* para retirar os picos anormais de ruído que possam ser produzidos pelos acelerómetros. Sendo o sinal amostrado a 45 – 50Hz o filtro é aplicado usualmente em janelas de 3 amostras ($n=3$) [47, 53-55].

De seguida é habitual a aplicação de um filtro passa alto (HPF) com frequência de corte de 0,25Hz. Este filtro serve para remover a componente estática do sinal (aceleração gravítica) ao sinal ficando apenas a componente resultante da aceleração do corpo [53].

Outra abordagem para obter a aceleração produzida pelo corpo é aplicar ao sinal original um filtro passa baixo (LPF), com uma frequência de corte de 0,25Hz, do qual vai resultar a componente da aceleração gravítica. A aceleração do corpo é então obtida pela subtracção da componente gravítica ao sinal original para retirar informação indesejável [47].

Segundo alguns investigadores 99% da energia do sinal está contida abaixo dos 15Hz o que leva que por vezes seja aplicado um filtro passa baixo a essa frequência [47, 56].

Para além dos valores de aceleração são por vezes utilizados nos algoritmos outros parâmetros. Um desses parâmetros é a energia dispendida pela pessoa num determinado instante ou período de tempo. Alguns investigadores afirmam que a soma dos valores absolutos de cada eixo de um acelerómetro triaxial constitui um excelente indicador da energia dispendida [53, 57]. Para tal é usualmente utilizada a expressão abaixo apresentada que, não

calculando o real valor da energia dispendida, traduz um indicador linearmente relacionado com esta e apresenta uma correlação entre o nível de *Metabolic Equivalent Task* (MET) previsto e o observado [57, 58]. É utilizada a versão discreta em janelas não coincidentes de cerca de 700ms [53, 55, 59]. Os parâmetros X , Y e Z são os valores da aceleração em cada um dos eixos do acelerómetro x , y e z , respectivamente.

$$\text{Indicador de Energia} = \left(\int |X^2| + \int |Y^2| + \int |Z^2| \right)$$

Alguns estudos utilizam também os valores da velocidade e deslocamento realizados durante determinados períodos de tempo. Para tal recorre-se a processos de integração numérica dos valores da aceleração que resultam nas grandezas pretendidas [60].

Grande parte deste processamento é realizado num computador que possui elevadas capacidades de processamento e a maioria das vezes é realizado *offline*, ou seja, utilizando dados previamente armazenados. Contudo, alguns destes processamentos podem ser efectuados *online*, com o algoritmo a correr num microprocessador embutido no sistema ou apenas com electrónica analógica [61, 62].

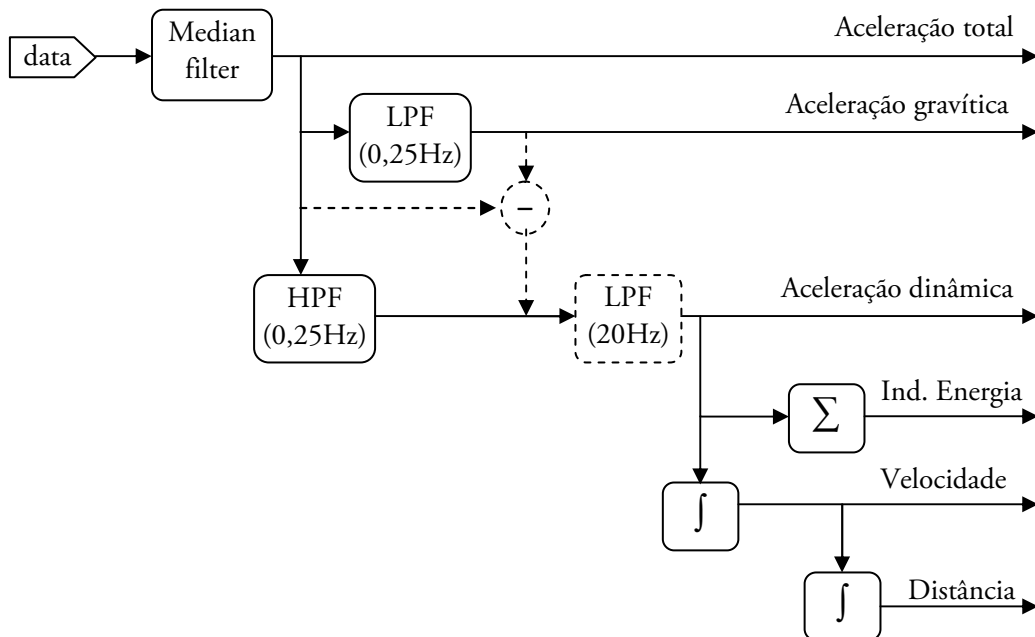


Figura 10 – Esquema de algoritmo de extracção de aceleração, indicador de energia, velocidade e distância [47, 53-56, 59-62]

Na Figura 10 é apresentado um algoritmo para extracção de parâmetros que resume algumas das escolhas essenciais atrás apresentadas.

A partir das várias componentes da aceleração nos três eixos do acelerómetro e dos outros parâmetros decorrentes é então possível realizar a classificação actigráfica. Apesar das diferentes abordagens as posturas, actividades e movimentos considerados são de um modo geral concordantes.

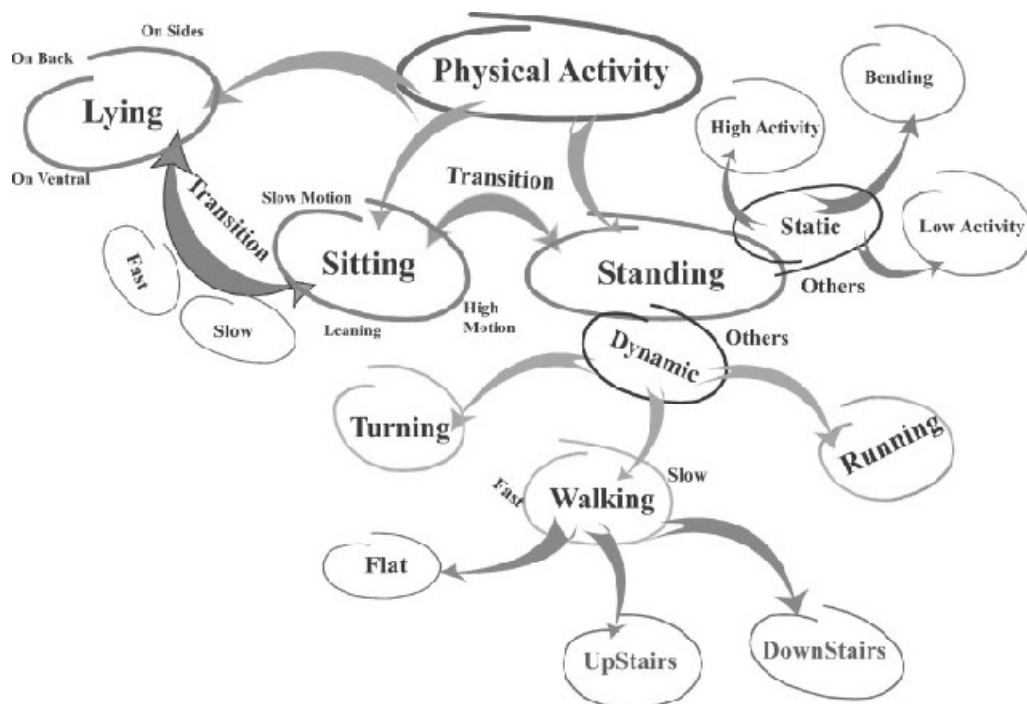


Figura 11 – Exemplos de actividades e posições possíveis do ser humano [36]

A postura, isto é, a inclinação relativa do corpo no espaço é uma das principais características utilizada para a classificação de movimentos. Usualmente são definidas três posturas básicas: em pé, sentado e deitado. Avaliando o ângulo definido entre o eixo coincidente com o tronco e o vector da gravidade são determinadas posturas ou transições entre posturas como por exemplo sentar, levantar ou deitar. Outra técnica recorre à projecção das acelerações dos três eixos, sendo contudo necessário saber a altura a que o acelerómetro está colocado [63].

Cada postura tem dois estados: “dinâmico” e “estático”. O estado estático corresponde ao descanso, enquanto que o estado dinâmico significa realizar movimentos. Em pé a pessoa pode estar parada (estático), a andar ou correr (dinâmico). Também pode ser dinâmico mas sem deslocamento como a realização de uma actividade com vários níveis de intensidade (cozinhar, virar, inclinar, etc). A actividade de andar é caracterizada por parâmetros espaciais e temporais (velocidade, cadência, etc) e pelo ambiente (escadas, inclinação, natureza do solo, etc). Os estados sentado e deitado podem ser estáticos, definidos pela postura (sentado numa cadeira ou na cama, deitado de lado ou de costas) ou dinâmicos, caracterizados por intensidade (exercício físico) [36].

Para avaliar esses estados é necessário distinguir entre períodos de actividade e descanso do utilizador, que incluem a variação do sinal nos três eixos do acelerómetro. Através da sinalização dos períodos em que a pessoa está activa é possível estimar a energia dispendida ao longo de um determinado período de tempo. Quando este valor iguala um determinado valor de *threshold* considera-se que a pessoa está em actividade, caso contrário a pessoa está em repouso. Outros estudos foram desenvolvidos para simplesmente estimar a energia dispendida pela pessoa ao realizar exercício físico [64].

A energia dispendida é também, associada a outra informação, utilizada para detectar alguns movimentos como, por exemplo, as quedas. A detecção de quedas, normalmente efectuada através de picos de energia ou pela alteração repentina da postura corporal, é utilizada em sistemas de monitorização do dia-a-dia de doentes e idosos [65]. Se após uma queda houver um período relativamente longo de inactividade poderá significar que essa queda foi grave e que a pessoa precisa de cuidados médicos, uma sinalização que resulta da conjugação destas duas técnicas.

Entre cada postura há movimentos de transição que permitem a mudança entre duas posições. Pode-se definir transições como sentar (de pé – sentado), deitar (de pé – deitado), levantar (sentado – de pé; deitado – de pé). Detectando estas transições podemos identificar a postura antes e depois da mudança. Outros trabalhos utilizam giroscópios e recorrem ao ângulo formado com a aceleração gravítica e à velocidade angular, em conjugação com os

padrões detectados na aceleração dos três eixos, para detectar essas transições ou movimentos como andar dividindo-os mesmo em três tipos de andamento (lento, normal e rápido) [66].

Para detectar períodos em que a pessoa está a andar são usualmente utilizados os dados da aceleração do corpo relativos ao eixo z para estimar a magnitude do seu espectro através da *fast Fourier transform* (FFT). Este método é utilizado para determinar se existe um ciclo de movimento e se for encontrado um pico de frequência entre determinados valores (0,7 – 3,0Hz) então é classificado como actividade de andar [47].

O processo de integração é também utilizado para determinação de distâncias percorridas. Integrando duplamente os valores de aceleração dos eixos, em particular do frontal, obtêm-se valores de distâncias percorridas. Contudo esta é uma técnica de difícil aplicação que produz alguns erros.

2.3. Localização

Desde sempre o Homem sentiu a necessidade de se orientar quer fosse para sobreviver quando se organizava em grupos nómadas e recolectores, quer fosse simplesmente para explorar, por exemplo, na altura dos descobrimentos. Foi, aliás, com o desenvolvimento da navegação marítima que surgiram novos métodos e instrumentos para auxiliar essas deslocações como o compasso, o astrolábio e mais tarde a bússola.

Actualmente o conceito de localização utiliza sistemas muito mais avançados e complexos com altas taxas de transmissão e grande precisão. A localização é uma parte importante da informação sobre o contexto em que uma pessoa se encontra, permitindo que aplicações ou dispositivos por ela transportados se adaptem ao contexto em que está inserida. Aplicações que guardam a localização ao longo do tempo são desenvolvidas para posteriormente ser possível realizar reconstituições de percursos. Num hospital é importante saber a localização dos pacientes e dos profissionais de saúde em particular quando ocorrem emergências médicas.

A informação disponibilizada pelos sistemas de localização é diversa. Alguns sistemas disponibilizam informação simbólica como um compartimento ou divisão, que é muitas vezes suficiente para algum tipo de aplicações. Outros tentam determinar um ponto exacto descrito pela utilização de coordenadas espaciais.

A concepção e desenvolvimento de um sistema de localização e obtenção de informação espacial é uma tarefa difícil que deve ter em conta vários aspectos importantes como: assegurar a privacidade do utilizador, ser escalável uma vez que no futuro estes sistemas vão proliferar e depara-se grande parte das vezes com um ambiente agreste pois em muitos meios existem quantidades significativas de metal e outros materiais reflectores afectando a propagação dos sinais, causando atenuações, ruídos e interferências.

2.3.1. Ambientes e infra-estruturas

Os sistemas de localização actuais podem ser divididos em dois tipos dependendo se necessitam de infra-estruturas e hardware próprios ou se por outro lado não exigem outros meios, podendo utilizar as infra-estruturas já existentes e recorrendo a software [67].

No primeiro tipo os sistemas de navegação por satélite, como o GPS, são especialmente utilizados para realizar localização em ambientes exteriores. Estes sistemas possibilitam cobertura global, com erros na ordem dos três a cinco metros para usos civis e na ordem de um metro para usos militares, utilizam o tempo de voo para realizar a triangulação e assim determinar a posição do receptor. São contudo sistemas dispendiosos. Apesar de possuírem uma boa precisão estes sistemas não podem ser utilizados em ambientes interiores uma vez que não existe “vista desimpedida” para o céu, onde estão os satélites. Para colmatar essas dificuldades surgiram outros sistemas para utilizar em ambientes *indoor*.

O Active-Badge (Figura 12 (a)) não utiliza um sistema de coordenadas como o GPS mas informação simbólica da divisão em que o utilizador se encontra [68]. Usa emissores de infravermelhos que transmitem identificadores únicos para sensores colocados ao longo do edifício actualizando a posição na base de dados central do sistema. Este sistema não garante a

privacidade dos utilizadores uma vez que a informação está centralizada num computador que dispõe da informação de todos os utilizadores. Os infravermelhos por possuírem um baixo alcance não são a tecnologia mais usada nestes dispositivos.



Figura 12 – Exemplos de sistemas de localização: (a) Active-Badge [69]; (b) Cricket [70]

O Active-Bat é similar ao Active-Badge no que respeita à arquitetura, sendo toda a informação gerida por um computador central [71]. Contudo o Active-Bat utiliza ultra-sons em vez de infra-vermelhos e tem uma maior precisão. Os dispositivos emitem pulsos de ultra-sons captados por vários receptores que vão utilizar os tempos de voo para calcular a posição.

O Cricket (Figura 12 (b)), ao contrário dos dois sistemas anteriores, não utiliza uma estrutura centralizada para implementação do sistema [72]. Utiliza marcadores fixos com coordenadas conhecidas para emitir pulsos de ultra-sons usados pelos receptores para calcular a posição em função do tempo de voo, traduzindo-se na identificação de áreas de 1m^2 dentro das divisões.

O PinPoint 3D utiliza radiofrequência para conseguir precisões de três metros e necessita de uma infraestrutura específica [73]. O projecto SpotON desenvolveu um sistema de

localização 3D baseado em *tags* RFID [74]. O SmartFloor utiliza uma grelha instalada no chão e a precisão depende da distância entre sensores [75]. Todos estes sistemas necessitam de uma infra-estrutura específica para funcionarem.

No segundo tipo, os sistemas que não requerem o desenvolvimento de uma estrutura específica aproveitam a rede de telecomunicações existente como a rede celular ou WiFi. As redes celulares, como GSM e 3G/UMTS, possibilitam saber, com um custo mínimo, a célula em que se encontra o utilizador. A precisão destas soluções depende, em grande parte, do tamanho e densidade das células, sendo que em ambientes urbanos essa precisão é maior uma vez que existe um elevado número de estações base. É possível também utilizar a triangulação de sinal utilizando os sinais de diferentes estações base. Estes métodos podem também ser aplicados em LANs, sendo que a implementação utilizando comunicações WLAN tem sido alvo de diversos estudos.

<i>System</i>	<i>Privacy</i>	<i>Client cost</i>	<i>Infrastructure cost</i>	<i>Precision</i>	<i>Operational Scope</i>
WALRUS	Client devices compute location	No additional hardware	PC per room + WiFi	room-level	Indoor
GPS	Client devices compute location	Approx. USD100 receiver	Satellite network	1-5m	Outdoor
Place Lab	Client devices compute location	No additional hardware	WiFi, GSM, and/or Bluetooth beacons	15-30m	Outdoor/Indoor
Radar	Client devices compute location	No additional hardware	WiFi coverage	5m	Indoor
ActiveBadge	Central server tracks clients	Low-cost badge	Badge IR receivers	room-level	Indoor
CoolTown	Client devices talk to appliances	IR transceiver	IR transmitter on all objects of interest	3-5m IR	Indoor
Active Bat	Central server tracks clients	Low-cost bat	Ultrasound receivers in ceiling + RF link	5-10cm	Indoor
Cricket	Client devices compute location	Low-cost client ultrasound rcvr	Ultrasound transmitters	1 m ² region	Indoor
E911/E112	Central server tracks clients	No additional hardware	Cellular network	100m	Outdoor/Indoor

Figura 13 – Comparação entre alguns sistemas de localização [76]

Várias abordagens têm sido propostas mas a grande maioria baseia-se na intensidade do sinal recebido. Um dos primeiros sistemas desenvolvidos foi o RADAR [77] que, utilizando a força de sinal recebido para mapear a localização do utilizador, consegue uma precisão de quatro metros 75% do tempo. O WARLUS [76] (*Wireless Acoustic Location with Room-Level Resolution using Ultrasound*) é outro exemplo e proporciona uma precisão ao nível da divisão. Utiliza a rede wireless existente combinada com marcadores de ultra-sons. Alguns sistemas fazem uso de redes neuronais como por exemplo um sistema desenvolvido por Borriello para hospitais que utiliza a SNR para calcular a posição do utilizador, conseguindo precisões abaixo dos quatro metros 90% do tempo [78].

2.3.2. Técnicas de localização

Os sistemas de localização podem ser classificados segundo as técnicas que utilizam para determinar o posicionamento de um determinado objecto ou pessoa. As técnicas de cálculo da posição são independentes do tipo de recursos físicos utilizados.

As técnicas de localização em tempo real mais comuns recorrem à análise da propagação do sinal medindo os tempos que este demora do emissor ao receptor ou medindo a diferença de tempo para diferentes receptores. A intensidade do sinal ou o ângulo com que este chega ao receptor são outras abordagens utilizadas. Existem ainda práticas mais simples como apenas verificar a que antena ou estação base o dispositivo está ligado. Existindo outras técnicas, são apresentadas de seguida as mais relevantes.

2.3.2.1. Nearest Cell

Uma das técnicas mais simples dos sistemas de localização é a da célula mais próxima (*nearest cell*). É aplicada em praticamente todas as redes baseadas em células, como GSM ou UMTS. Pode também ser utilizado em WLAN onde podemos encontrar o ponto de acesso mais próximo do cliente móvel. Esta técnica não tenta saber a localização exacta do cliente e

por isso não proporciona elevada precisão como outras técnicas. Nas redes móveis, a identificação da célula é conhecida quando o utilizador faz ou recebe uma chamada [67].

Esta técnica indica meramente a célula à qual o dispositivo está associado (Figura 14). Tipicamente, em redes móveis GSM/UMTS, o raio das células pode variar de algumas centenas de metros, em ambiente urbano, a vários quilómetros em zonas rurais. Em cenários interiores, onde existem redes sem fios, é indicado o ponto de acesso onde o cliente está ligado.

A baixa precisão da técnica da célula mais próxima é compensada com o baixo custo, eficácia e facilidade de execução. Não requer cálculos ou a utilização de algoritmos complexos.

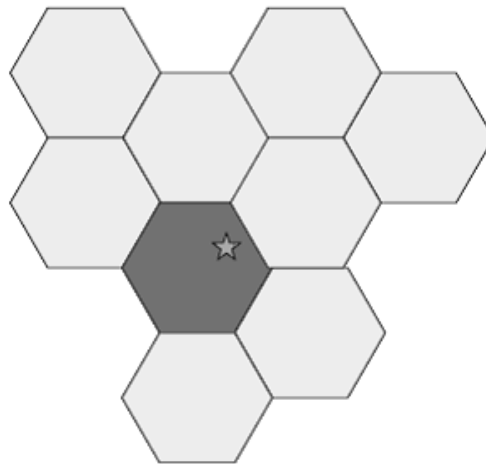


Figura 14 – Ilustração da técnica Nearest Cell [67]

Devido à natureza da propagação dos sinais de radiofrequência, por vezes os dispositivos móveis não se associam à célula ou ponto de acesso mais próximo. Esta desvantagem é minimizada usando outro tipo de técnicas, como perceber em que estação base o sinal é detectado com um valor mais elevado.

A técnica da célula mais próxima é aplicada em situações onde não é necessário ter elevados níveis de precisão e uma solução simples e pouco dispendiosa é suficiente.

2.3.2.2. Time of Arrival (ToA)

A técnica do tempo de chegada (ToA) é um modo simples de saber a localização de um dispositivo *wireless*. A distância entre o dispositivo e a estação base é calculada medindo o tempo que o sinal rádio demora a chegar a um ponto. A estação base pode determinar de forma indirecta o tempo que o sinal demora a propagar desde o emissor até ao receptor, medindo o tempo que o dispositivo demora a responder a uma instrução enviada pela estação base.

O tempo total, desde que a instrução é enviada até que a estação base receba a resposta, é constituído pelo tempo de propagação nos dois sentidos e pelo tempo que o dispositivo leva a processar a instrução. Se o tempo de processamento do dispositivo for conhecido com alguma precisão é possível subtrai-lo ao tempo total e saber assim uma estimativa do tempo total de propagação. Metade desta medida será o tempo de propagação num sentido, o que nos permite estimar a distância a que o dispositivo se encontra da estação base pela seguinte fórmula:

$$d_i(x) = v_p \times t_i$$

onde d_i é a distância, v_p é a velocidade de propagação (que é uma constante conhecida) e t_i o tempo que a onda demora a desde que é enviada até ser recebida [67].

Considerando um sistema de localização completo com várias estações base esta operação pode ser calculada várias vezes. Com um mínimo de três medições torna-se possível realizar triangulação em que as possibilidades de localização são dadas por circunferências de raio d_i para cada estação base como ilustrado na Figura 15.

A intercepção de todas as circunferências, no ponto X, corresponde ao local onde o dispositivo se encontra.

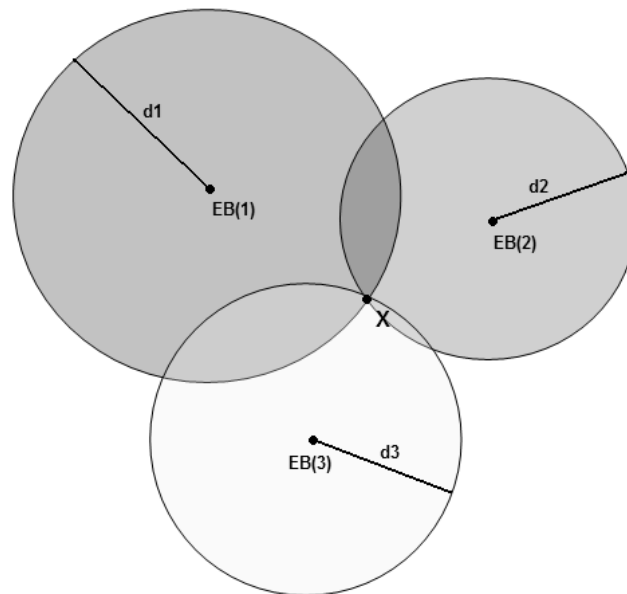


Figura 15 – Ilustração da técnica ToA [67]

Na prática, esta técnica apresenta o problema de necessitar saber exactamente quando o sinal é enviado e recebido, uma vez que diferentes dispositivos podem ter diferentes tempos de resposta. Existe também a necessidade de ter uma referência de tempo comum de modo a saber os tempos exactos de propagação. O GPS é um exemplo da utilização desta técnica sendo a sincronização assegurada por relógios atómicos nos satélites.

2.3.2.3. Time Difference of Arrival (TDoA)

A técnica da diferença no tempo de chegada (TDoA) baseia-se na estimativa da diferença de tempos de chegada do sinal a diversos receptores. Esta estimativa é calculada recolhendo uma amostra do sinal em períodos de tempo sincronizados em diversos receptores. Utiliza tempos relativos, o que a distingue da técnica ToA por esta utilizar tempos absolutos, não requerendo uma fonte de tempo sincronizada no momento da transmissão (i.e. nos dispositivos móveis).

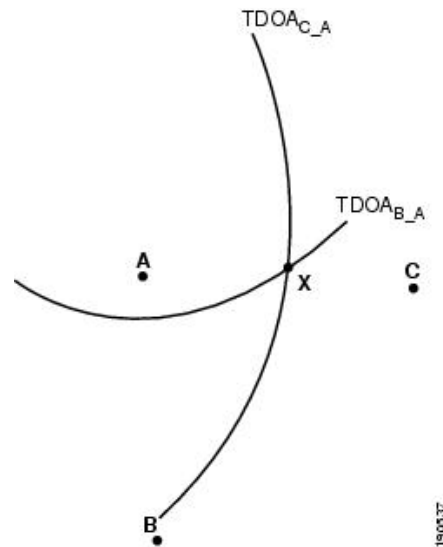


Figura 16 – Ilustração da técnica TDoA [79]

A transmissão iniciada num momento indeterminado é percebida em vários receptores, que estão sincronizados, em momentos ligeiramente diferentes. Estas desigualdades de tempo devem-se às diferentes distâncias que separam o dispositivo móvel das várias estações base.

Cada estimativa da diferença de tempo define uma hipérbole entre os dois receptores, na qual o dispositivo móvel deverá estar, assumindo que este está no mesmo plano do receptor. Se este procedimento for para outro receptor em conjunto com um dos anteriores obtemos outra hipérbole e da intercepção das duas resulta a posição do dispositivo móvel (Figura 16). Assim este método é também conhecido como *hyperbolic position location* [80].

2.3.2.4. Angle of Arrival (AoA)

A técnica do ângulo de chegada (AoA), por vezes referida como de direcção de chegada (DoA), localiza o dispositivo móvel através da determinação do ângulo de incidência com que os sinais chegam á estação base ou antena. Utilizando relações geométricas pode estimar-se então a localização a partir da intercepção de duas linhas de direcção formadas por uma linha radial para cada estação base (Figura 17) [79].

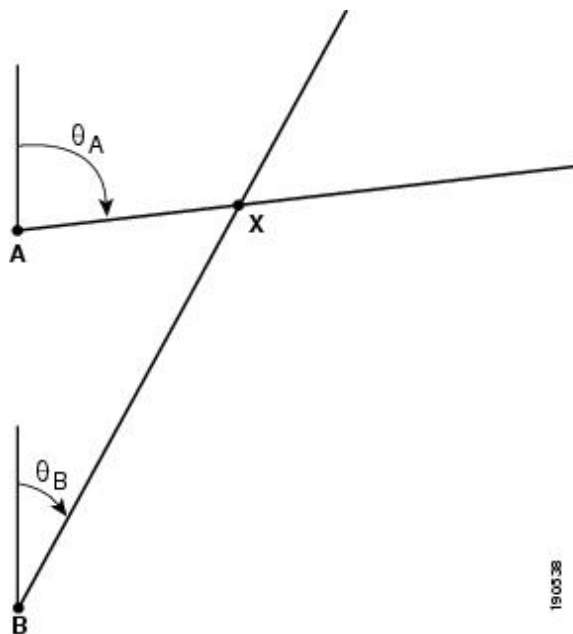


Figura 17 – Ilustração da técnica AoA [79]

Num plano a duas dimensões são necessárias pelo menos duas estações base para realizar a localização, aumentando a precisão com a utilização de três ou mais estações base. Os requisitos da forma mais pura desta técnica são a existência de uma linha de visão limpa entre o dispositivo móvel e as estações base e antenas com diretividade suficiente para determinar a direcção do sinal.

Em dispositivos comerciais esta técnica é aplicada recorrendo a sofisticadas matrizes de antenas para amostrar o sinal recebido, eliminando assim a necessidade de complexos sistemas de antenas mecânicos.

O sistema utilizado na navegação aérea VOR (*VHF Omni-directional Radio Range*) é um exemplo da utilização desta técnica. Com pelo menos dois receptores a bordo, que medem a diferença de fase dos sinais recebidos, este pode determinar a localização da aeronave. Este método não é adequado para ambientes urbanos ou interiores devido ao *multipath* e às reflexões que degradam a sua precisão [67].

2.3.2.5. Received Signal Strength Indication (RSSI)

Esta técnica recorre à análise da intensidade do sinal recebido e à forma como esta varia com a distância. Esta análise pode ser empírica (estatística) quando se baseia em medições ou teórica (determinista) caso tenha por base os fundamentos da propagação de ondas [80].

Os modelos empíricos assentam em medições efectuadas, tendo por isso em conta as influências do meio ambiente independentemente da possibilidade de estas serem individualmente identificadas. Podendo ser uma vantagem, a acuidade deste método é afectada não só pela certeza das medições mas também pela semelhança do ambiente onde foram efectuadas as médias ao ambiente em que vai ser aplicado.

Os modelos determinísticos baseiam-se em princípios físicos para analisar a propagação do sinal, podendo por isso ser utilizados em distintos ambientes sem influência no seu desempenho. Contudo a implementação destes modelos requer uma descrição completa sobre as características do ambiente, o que em alguns casos pode ser impossível. No entanto, quando desenvolvidos de forma correcta podem realizar localizações com erros bastante inferiores aos modelos empíricos. A fórmula seguinte traduz um modelo de propagação utilizado frequentemente para ambientes interiores:

$$PL = PL_0 + 10 \log(d^n) + s$$

onde PL representa a perda de sinal entre o emissor e o receptor e PL_0 a perda de sinal a 1 metro de distância do emissor, ambas em dB e de valor maior ou igual a zero. A variável s é uma variável aleatória de distribuição normal diferente de zero e d a distância do receptor em metros. A variável n representa o coeficiente de perdas do ambiente. Este indica o ritmo ao qual as perdas aumentam com a distância e depende da frequência, do ambiente e seu grau de obstrução ou ocupação. O seu valor típico é 2 em espaço livre, em ambiente de escritório de 3.5, em ambientes comerciais ou industriais densos de cerca de 4 e superior a 4.5 em ambientes domésticos muito densos [79].

3. SISTEMA DE MONITORIZAÇÃO DE ACTIGRAFIA

O primeiro desafio deste trabalho centrava-se em implementar um algoritmo para a monitorização dos movimentos realizados pelo ser humano de forma que a sua actividade num determinado período do ciclo circadiano, ou mesmo a totalidade, pudesse ser alvo de análises diversas como por exemplo o tempo que passa em repouso ou em esforço físico.

Um sistema com estas características enquadra-se claramente na actual perspectiva das tecnologias vestíveis que pretendem ter a capacidade de realizar a monitorização constante e completa do Homem. Essa monitorização tem cada vez mais um papel fundamental no desporto, quer ao nível do lazer e saúde, quer ao nível competitivo e profissional. Assim, foi tomada como base esta área de aplicação deste tipo de sistemas.

Após análise das actividades mais representativas de alguns desportos foram identificadas quatro actividades principais: “andar”, “correr”, “saltar” e “cair”. Estas actividades são as mais significativas quando se pretende realizar uma análise do esforço dispendido pelos atletas em desportos como por exemplo o futebol, basquetebol ou o andebol.

Definiu-se então como objectivo identificar as actividades “andar”, “correr”, “saltar” e “cair”, utilizando para isso um acelerómetro triaxial. Realizaram-se estudos das actividades e desenvolveu-se um algoritmo que realiza *offline* a sua detecção, recorrendo a dados previamente recolhidos e armazenados pelo hardware utilizado.

3.1. Hardware

O hardware utilizado foi desenvolvido pela Biodevices SA, empresa *spin-off* do IEETA que comercializa o VitalJacket[®]. É uma placa que tem o acelerómetro triaxial MMA7360L da

Freescale Semiconductor, um slot para cartão microSD, uma antena GPS, um *Real Time Clock*, um microcontrolador e a respectiva electrónica de acondicionamento de sinal. Esta placa está colocada dentro de uma pequena caixa de plástico rígido e é alimentada por uma bateria comum de telemóvel (Figura 18).

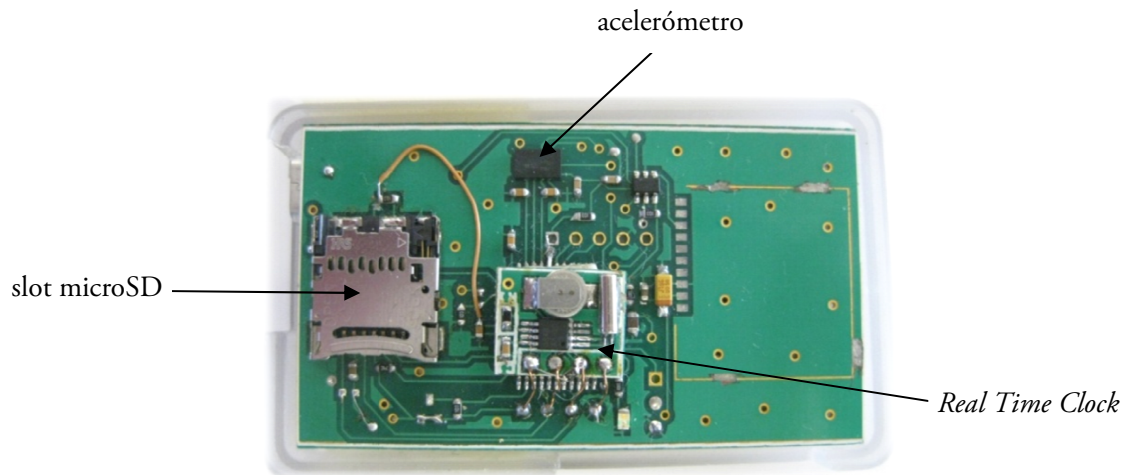


Figura 18 – Hardware utilizado no trabalho

O acelerómetro foi configurado para mensurar a aceleração até um máximo de 6g medindo assim acelerações nos três eixos que variam de -6g a 6g. Para converter os dados analógicos, fornecidos pelo acelerómetro, em digitais é utilizada a ADC do microcontrolador com 10 bits a uma frequência de 50Hz para cada eixo do acelerómetro.

O local do corpo escolhido para a colocação da caixa com o hardware foi a parte superior das costas, como se pode ver na Figura 19. Esta opção deveu-se a ser um local de fácil acesso que não interfere com os movimentos do utilizador e que, não sendo o centro de massa, traduz a aceleração sofrida pelo tronco do corpo nos três eixos. Esta encontra-se numa pequena bolsa fixa por uma fita elástica de modo a ficar encostada ao corpo e traduzir o mais possível o movimento real deste.

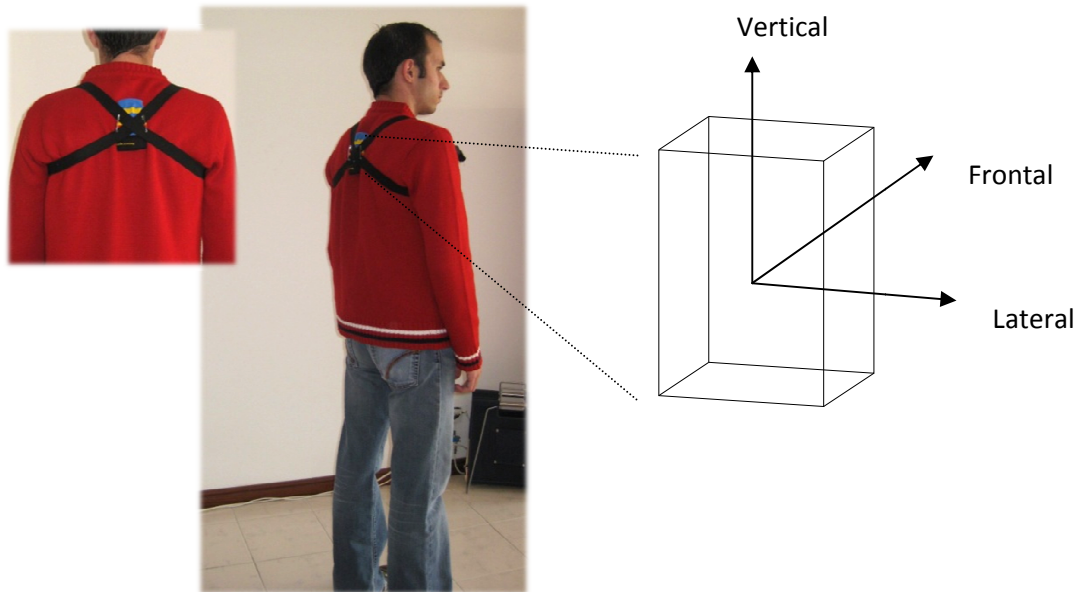


Figura 19 – Fotografia da localização do hardware no corpo do utilizador e respectiva orientação dos eixos do acelerómetro

3.2. Aquisição e processamento dos dados

A aquisição dos dados é efectuada para o cartão microSD que regista toda a informação enquanto colocado no sistema. Esta informação é posteriormente importada para o computador através de software desenvolvido pela Biodevices para o efeito (Figura 20). Este coloca em ficheiros de texto (.txt) toda a informação contida no cartão de memória. São criados três ficheiros, contendo um deles a informação do GPS e do acelerómetro em conjunto, e os outros dois apenas a informação do GPS e do acelerómetro em separado.

Para o processamento dos dados utilizou-se o software Matlab[®] que possibilita a importação de dados de ficheiros de texto. Os dados originais do ficheiro de texto provenientes do acelerómetro (*raw data*) variam entre 0 e 1024, uma vez que a ADC está configurada para converter com 10 bits, e representam a aceleração sofrida pelo acelerómetro. Na Figura 21 pode ver-se a representação gráfica de uma parte (dos 28 aos 32 segundos) dos dados originais provenientes do acelerómetro triaxial numa situação em que o indivíduo estava a andar.

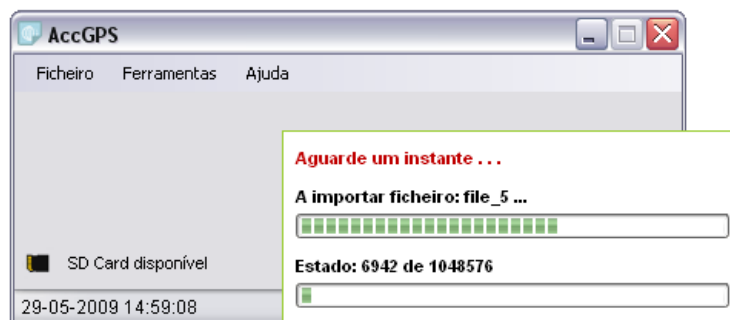


Figura 20 – Aplicação para realizar importação de dados do cartão micro SD

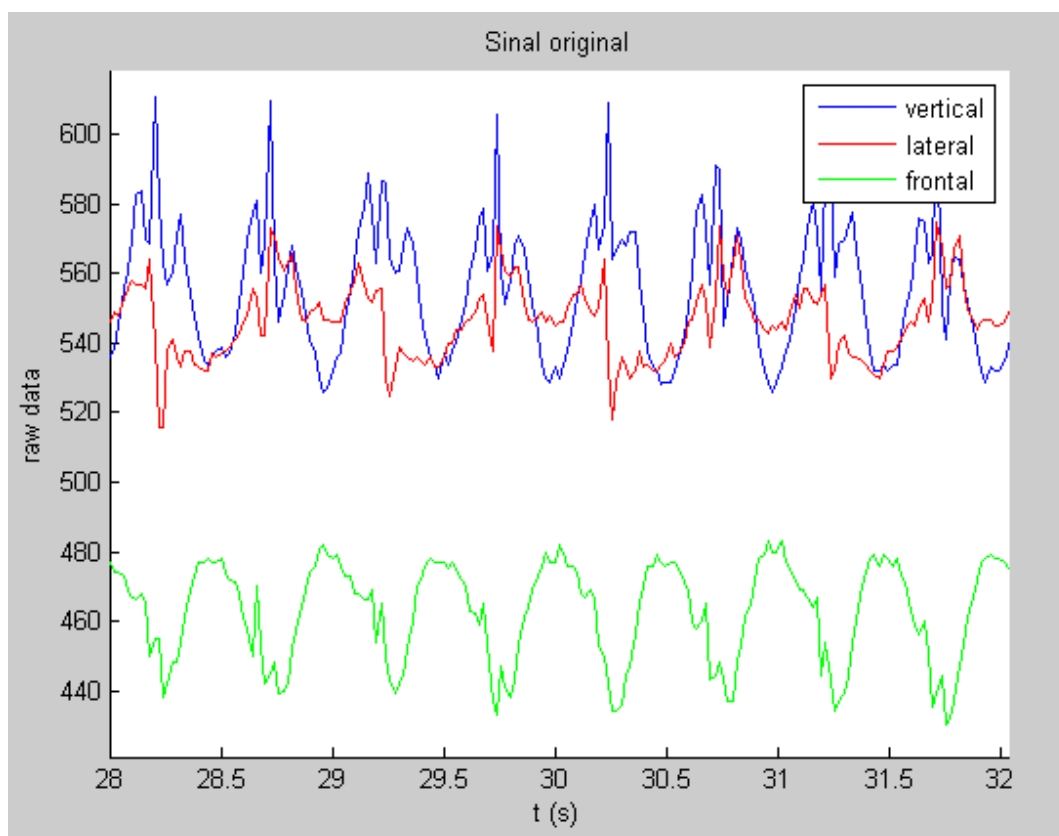


Figura 21 – Representação gráfica de dados originais do acelerómetro triaxial numa situação em que o indivíduo estava a andar (dos 28 aos 32 segundos)

Após a importação da informação é necessário extrair a aceleração dos dados *raw* para que se possa posteriormente realizar a análise actigráfica a identificação dos movimentos efectuados. Assim foi aplicado um algoritmo para extracção da aceleração que determina também o indicador da energia dispendida (Figura 22).

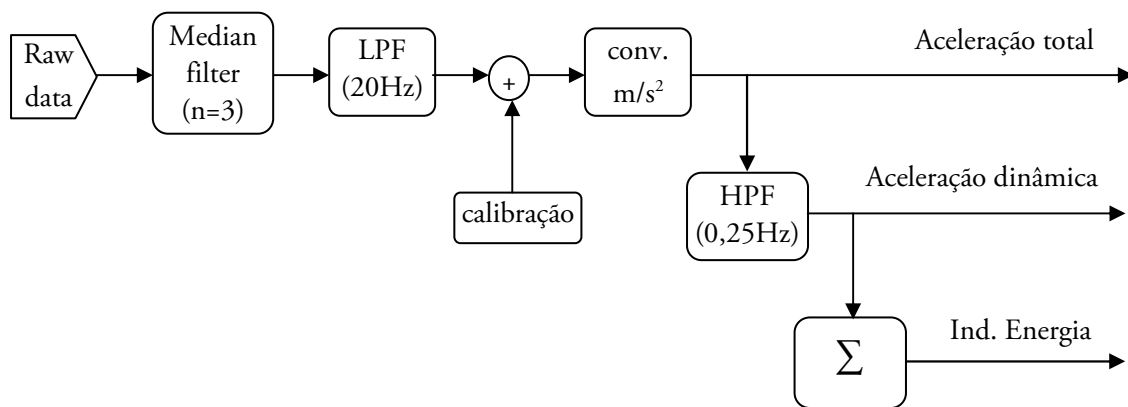


Figura 22 – Algoritmo de extracção de aceleração

Inicialmente, aos dados *raw* é aplicado um *median filter* de ordem 3 para retirar os picos anormais de ruído produzidos pelo acelerómetro, cujo resultado podemos ver na Figura 23.

Tendo em conta que 99% da energia do sinal está contida abaixo dos 15Hz [56] este é então filtrado com um filtro passa baixo a 20Hz. Foi utilizado um filtro *Butterworth* de ordem 5 cuja resposta se pode ver na Figura 24. Os dados resultantes dessa filtragem são apresentados na Figura 25.

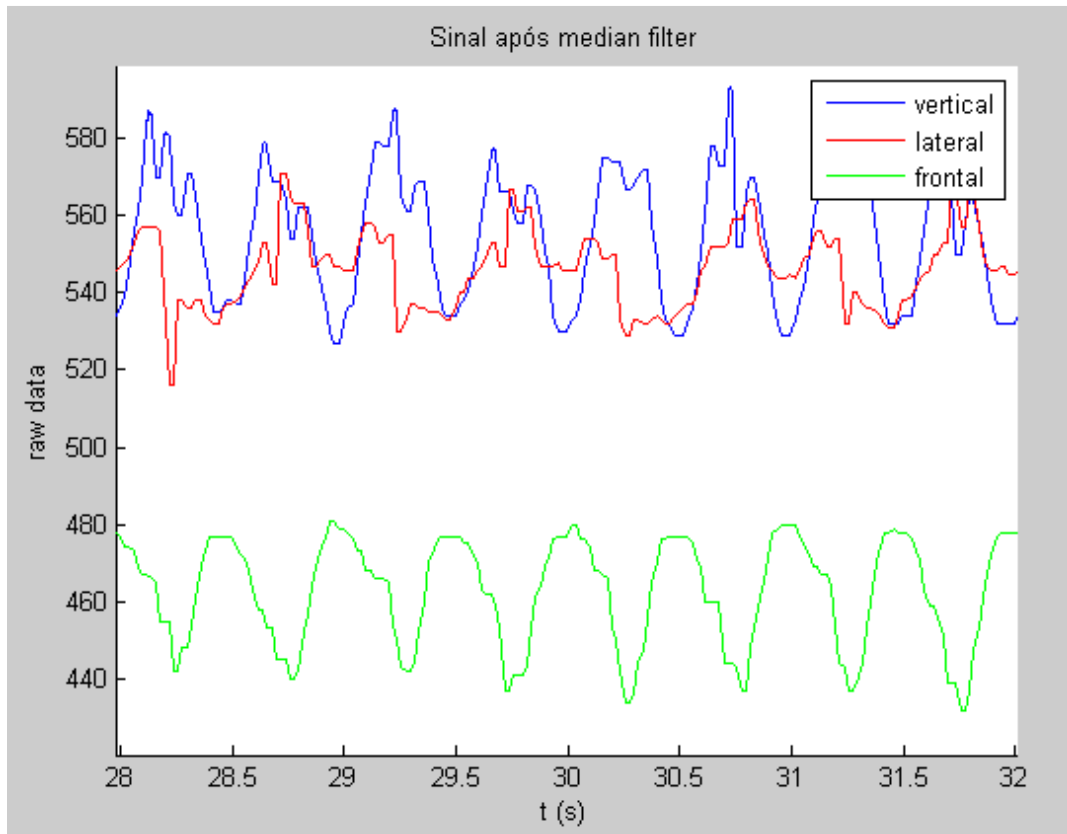


Figura 23 – Dados após aplicação de median filter

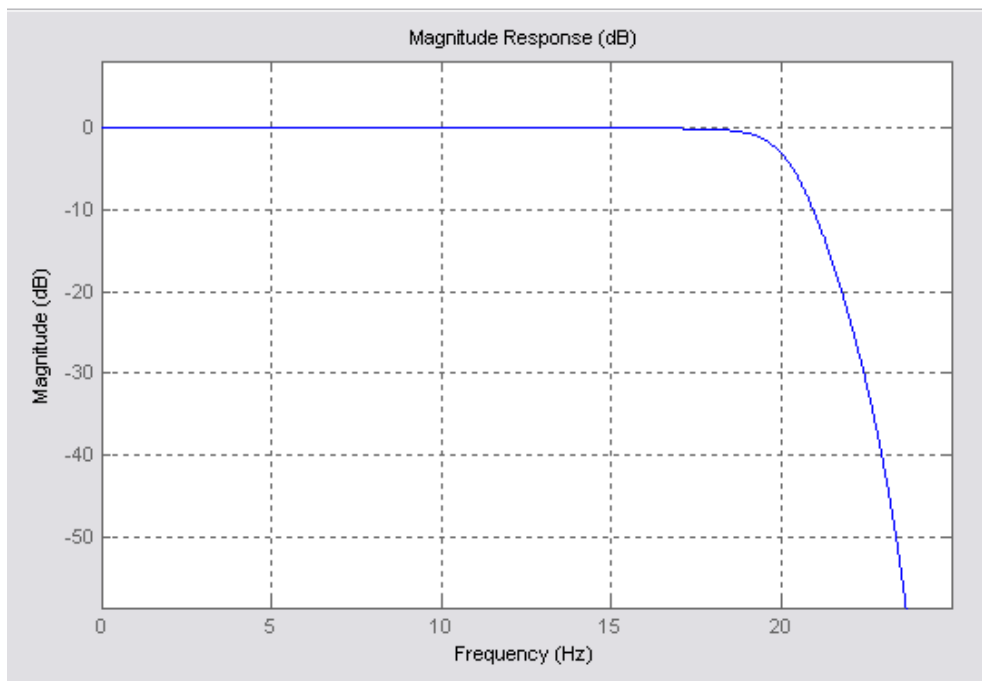


Figura 24 – Resposta do filtro passa baixo a 20Hz

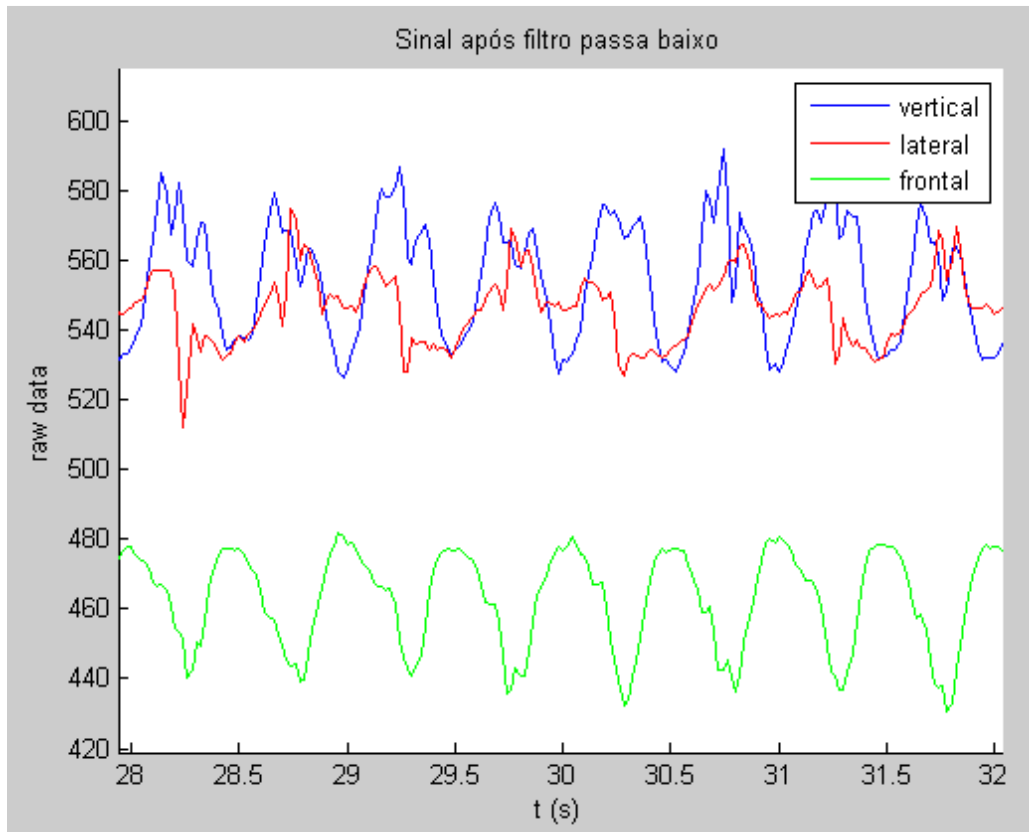


Figura 25 – Dados após aplicação do filtro passa baixo

Para o sinal ser convertido para unidades de aceleração tem que ser calibrado previamente uma vez que apresenta *offset* nos diferentes eixos. Estes desvios podem ocorrer devido à montagem, à temperatura ou idade do acelerómetro. Assim foi seguida uma *Application Note* da *Freescale Semiconductor* por forma a fazer uma calibração dos erros de *offset* [81]. Para cada eixo foi medida a aceleração da gravidade com o acelerómetro em repouso orientado positivamente e posteriormente com a orientação inversa. Foram medidos os valores de tensão apresentados pelo acelerómetro nos casos atrás referidos, comparados com os de referência apresentados na *Application Note* e *datasheet* e corrigido o *offset* através da soma ou subtracção da diferença entre a tensão apresentada e a prevista na documentação.

De seguida o sinal é então convertido para volts e posteriormente para g e m/s^2 (Figura 26). Essa conversão é efectuada de acordo com os valores indicados no *datasheet* do

acelerómetro relativamente à resposta deste quando submetido a aceleração [82]. Segundo o *datasheet* o acelerómetro apresenta uma tensão de saída típica de 1,65V na ausência de aceleração e uma sensibilidade típica de 206mV/g à temperatura ambiente.

Após a conversão temos então um sinal de acelerações mensuráveis, representado no esquema da Figura 22 como “Aceleração total”. Essa aceleração é uma combinação da aceleração produzida pelos movimentos do corpo e da aceleração gravítica. Para podermos separar estas componentes o sinal é então filtrado com um filtro passa alto á frequências de 0,25Hz (Figura 27), retirando-lhe a componente DC (aceleração gravítica) traduzindo assim apenas a “Aceleração dinâmica” (Figura 22) do corpo como se pode visualizar na Figura 28.

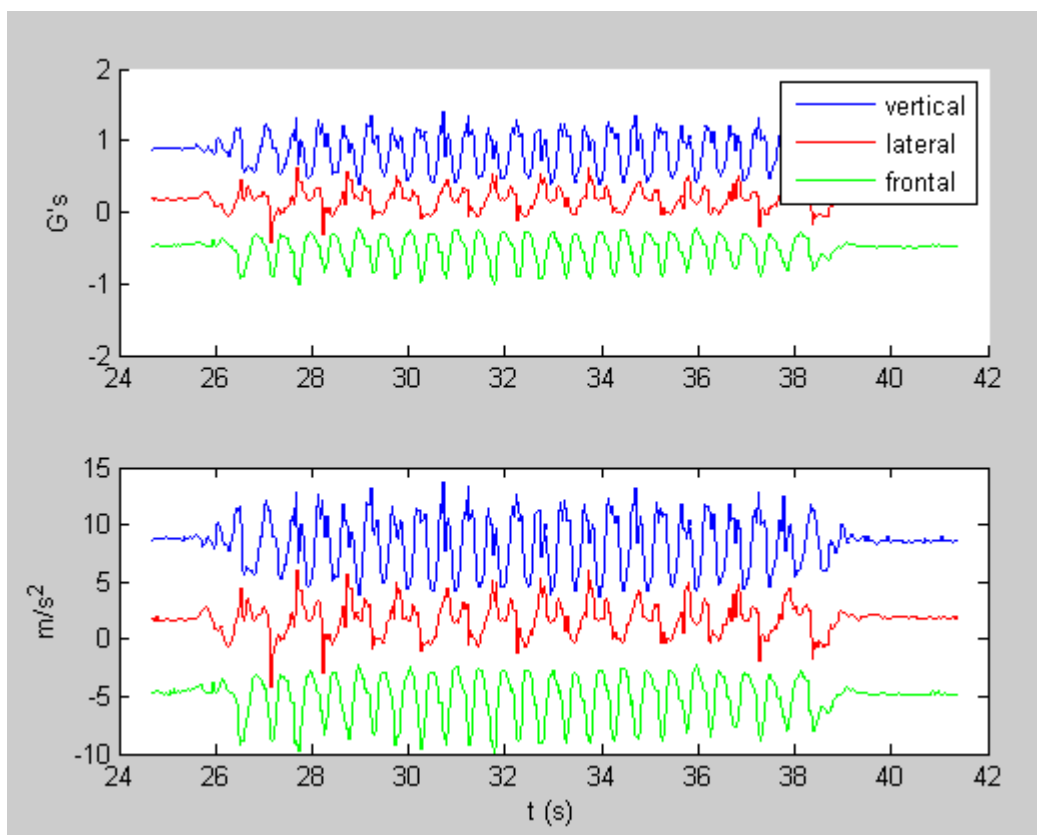


Figura 26 – Dados depois de convertidos para g e m/s²

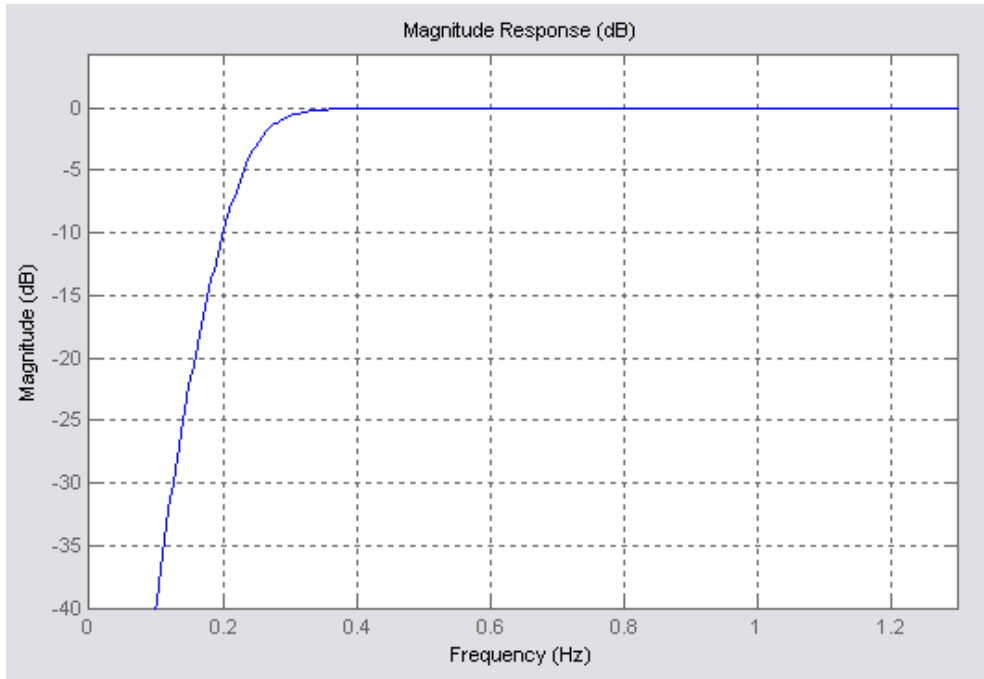


Figura 27 – Resposta do filtro passa alto a 0,25Hz

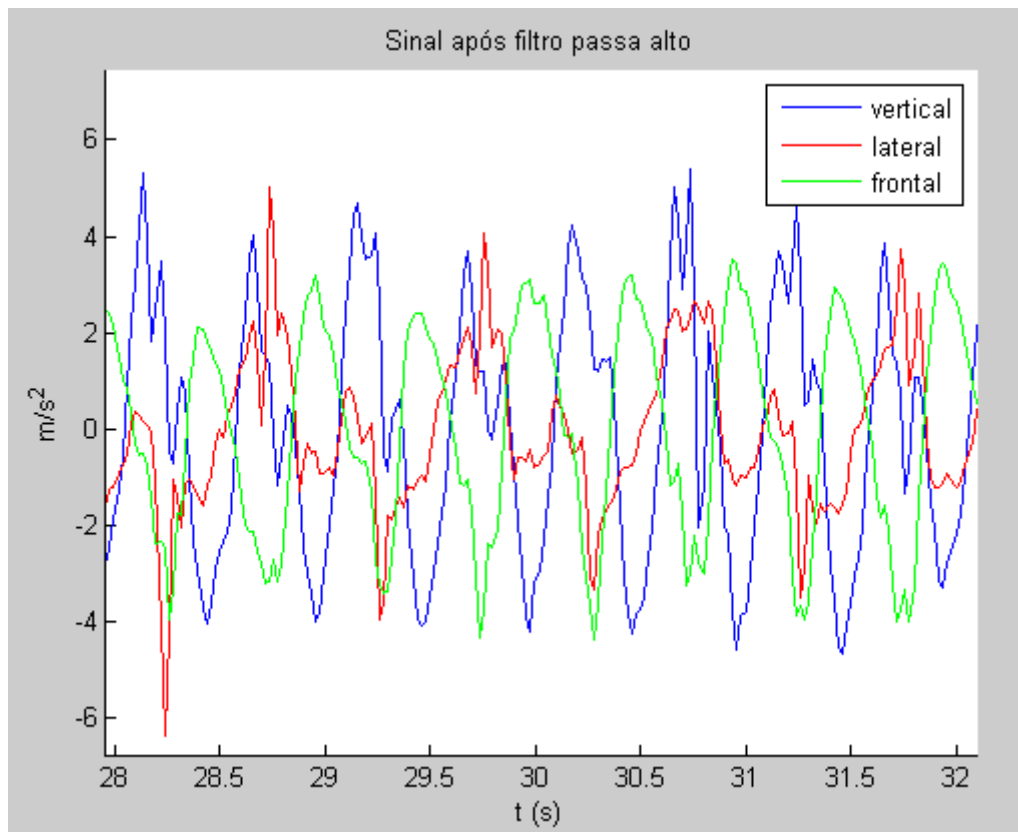


Figura 28 – Dados após aplicação do filtro passa alto

Com a efectiva aceleração do corpo estamos então em condições para calcular o indicador da energia dispendida. Tendo em conta o exposto na secção 2.2.3 optou-se por calcular o indicador da energia ao longo do tempo (Figura 29) em janelas de 700ms não sobrepostas utilizando a versão discreta da fórmula:

$$\text{Indicador de Energia} = (\int |X^2| + \int |Y^2| + \int |Z^2|) \quad [53]$$

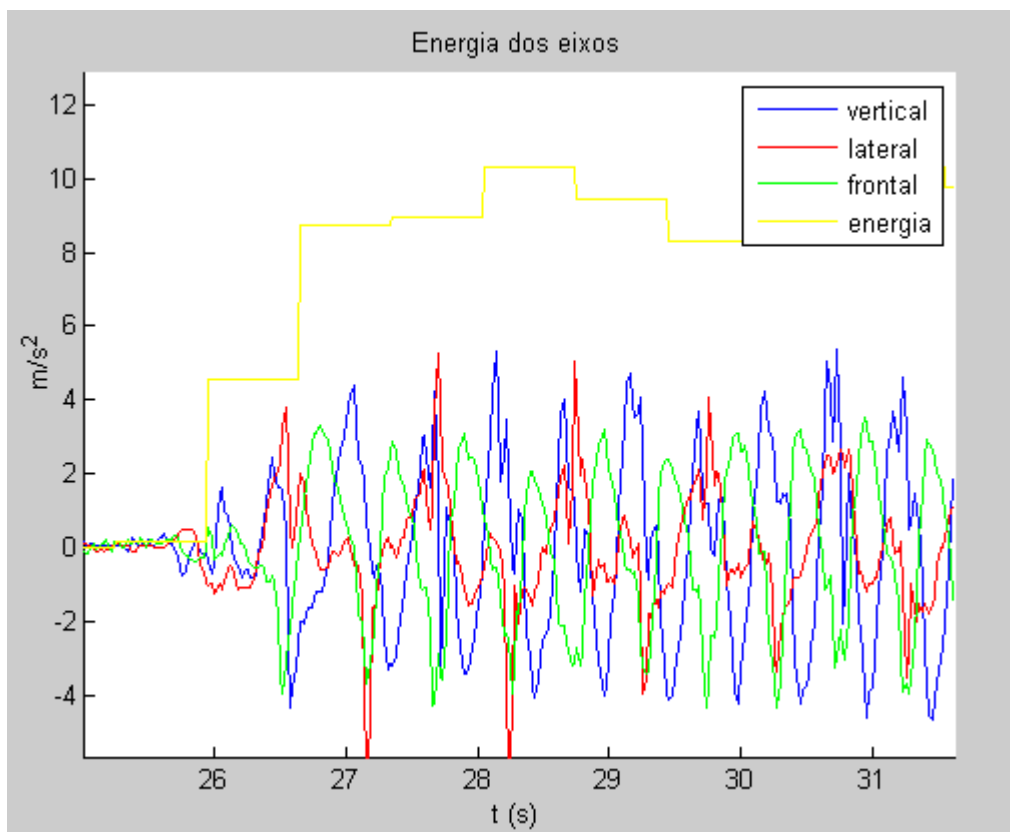


Figura 29 – Indicador da energia dispendida ao longo do tempo

Após o processamento dos dados originais é então possível realizar a análise actigráfica e a detecção dos movimentos. Essa análise é feita utilizando os sinais da aceleração nos três eixos em m/s^2 (Figura 26) e o valor do indicador da energia dispendida ao longo do tempo (Figura 29).

3.3. Desenvolvimento de algoritmos para classificação actigráfica

Para realizar a identificação das actividades previamente seleccionadas (“andar”, “correr”, “saltar” e “cair”) desenvolveu-se então um algoritmo. O desenvolvimento do algoritmo foi precedido de uma análise individual das actividades em questão. Essa análise teve por base dados recolhidos de sete indivíduos com idades compreendidas entre os 19 e os 28 anos. Desses, 6 do sexo masculino e 1 do sexo feminino com alturas compreendidas entre 1,65m e 1,80m. Os dados completos são apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Informação sobre os indivíduos que participaram no estudo

	Sexo	Idade (anos)	Altura (m)
Indivíduo A	Masculino	24	1,71
Indivíduo B	Masculino	28	1,80
Indivíduo C	Masculino	23	1,74
Indivíduo D	Masculino	25	1,78
Indivíduo E	Masculino	19	1,69
Indivíduo F	Masculino	24	1,68
Indivíduo G	Feminino	19	1,65
Média	-	23,14	1,72

Com o hardware colocado na parte superior das costas, como anteriormente referido, cada indivíduo realizou quatro sequências distintas de forma a estudar as quatro actividades a identificar. As sequências foram as seguintes:

- Andar – percorrer cerca de 15 metros a andar devagar e realizar o percurso inverso a andar normalmente;
- Correr – percorrer cerca de 15 metros a correr devagar e realizar o percurso inverso a correr normalmente;

- Saltar – dar 3 passos e saltar na vertical (repetido 3 vezes);
- Cair – dar 5 passos, cair para a frente e levantar (repetido 3 vezes).

Da análise dos dados recolhidos nestas sequências resultaram parâmetros, como tempos, frequências ou níveis de energia que foram aplicados no algoritmo como valores limites ou intervalos na detecção das actividades. Esses parâmetros são apresentados de seguida para cada movimento e sequência em particular.

3.3.1. “Andar”

Andar ou marchar é a principal forma de locomoção do ser humano e de muitos animais na terra. O movimento resulta do deslocamento das pernas e consiste em, alternando as pernas, levantar levemente o pé e coloca-lo no chão fazendo com que o corpo se desloque para a frente. É caracterizado por haver, pelo menos, sempre um dos pés em contacto com o solo e as pernas permanecerem maior parte do tempo esticadas.

De acordo com a literatura, a frequência com que os passos são dados pode variar entre 0,7 e 3 Hz [59]. Dos três eixos do acelerómetro, o vertical e o frontal são aqueles onde é mais evidente o movimento. Tendo em conta a informação apresentada na secção 2.2.3 optou-se pela análise da frequência do sinal. Para realizar o estudo foi considerado o eixo vertical uma vez que para deslocações mais lentas o eixo frontal poderia não apresentar variações na aceleração suficientes para obter informações conclusivas.

Pela análise da frequência, do eixo vertical, de uma sequência de andamento em que foi solicitado ao indivíduo que se deslocasse a uma velocidade normal podemos perceber que a frequência predominante se situa dentro dos valores esperados (Figura 30).

Contudo, a classificação dos movimentos deveria ser feita em períodos suficientemente curtos para minimizar ao máximo atrasos na detecção dos mesmos, pelo que se optou por analisar todas as sequências recolhidas individualmente e em pequenos períodos.

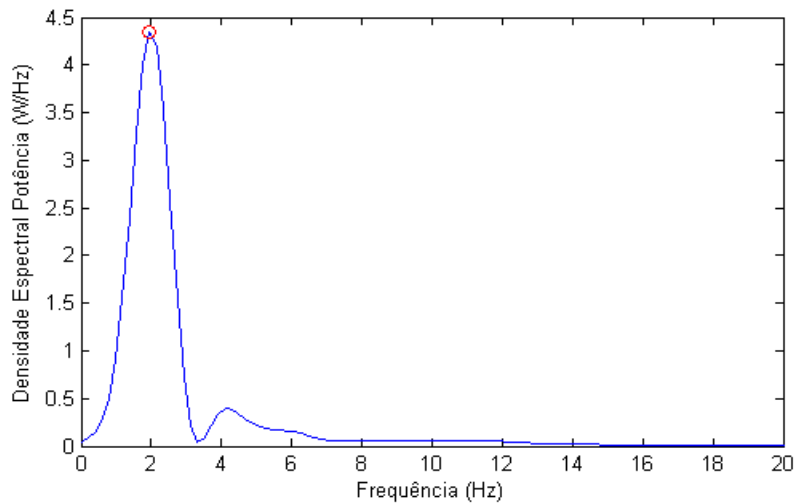


Figura 30 – DEP do eixo vertical da actividade “andar”

Essa análise consistiu em calcular a densidade espectral de potência para o sinal ao longo do tempo. Foi utilizado o método de *Welch* com 50 amostras e sobreposição de 50%. Este foi aplicado em janelas de 1,2 segundos (tempo necessário para efectuar dois passos a uma baixa frequência), com sobreposição de 0,4 segundos relativamente à análise anterior, e verificado o pico de frequência [59].

Foram analisadas as sequências de andamento dos sete indivíduos seleccionados para o estudo, que na primeira metade realizavam uma locomoção lenta e na segunda realizavam uma locomoção normal. Em cada janela foi verificado o pico de frequência e o indicador de energia, registando os valores máximos e mínimos. Os dados recolhidos são apresentados na Tabela 4. Esta mostra ainda uma linha com os valores globais que representam o máximo e o mínimo de cada parâmetro relativamente a todos os indivíduos em estudo.

A frequência mínima registada na actividade de “andar” foi de 0,97Hz, enquanto que a máxima foi de 2,54Hz. Relativamente ao indicador de energia, o mínimo foi de 0,54 MET² e o máximo de 10,90 MET².

Tabela 4 – Resultados da análise das sequências de “andar”

Indivíduo	Frequência (Hz)		Indicador Energia (MET ²)	
	Min	Max	Min	Max
A	1,56	2,15	1,50	10,90
B	1,36	1,76	1,00	7,40
C	0,97	2,10	0,54	6,46
D	1,17	2,54	0,65	1,50
E	1,36	2,15	0,60	2,90
F	1,17	1,96	1,00	3,90
G	1,36	1,95	0,75	2,84
Global	0,97	2,54	0,54	10,90

Tendo em consideração os resultados obtidos definiu-se que a detecção da actividade “andar” se verifica quando:

- A frequência do sinal no eixo vertical é superior a 0,8 e inferior a 2,5 Hz;
- O indicador de energia é superior a 0,5 e inferior a 11 MET².

De forma a evitar ou reduzir eventuais falsos positivos definiu-se que só seriam considerados períodos de andamento com duração superior a 1,3 segundos. Este valor foi definido com base no tempo que, em média, leva a efectuar dois a três passos a andar [59].

3.3.2. “Correr”

Correr é um modo de locomoção semelhante a andar. Distingue-se deste por a locomoção ser efectuada normalmente a um ritmo mais elevado, e as pernas estarem constantemente a alterar a sua posição. Outra grande diferença é que apenas um dos pés está em contacto com o solo de cada vez, havendo uma alteração constante do centro de massa que sobe e desce consoante o movimento. Usamos também mais energia para percorrer a mesmas distância a correr do que a andar.

Assim à partida a frequência de corrida seria superior a 2,5Hz tal como o indicador de energia que deveria atingir valores mais elevados comparados com o andamento. Para realizar o estudo foram efectuadas as mesmas considerações da actividade “andar” sendo também considerado o eixo vertical para a análise da frequência.

A análise da frequência, do eixo vertical, de uma sequência de corrida em que foi solicitado ao indivíduo que se deslocasse a uma velocidade normal mostra que a frequência predominante está conforme esperado, isto é, acima dos 2,5Hz (Figura 31).

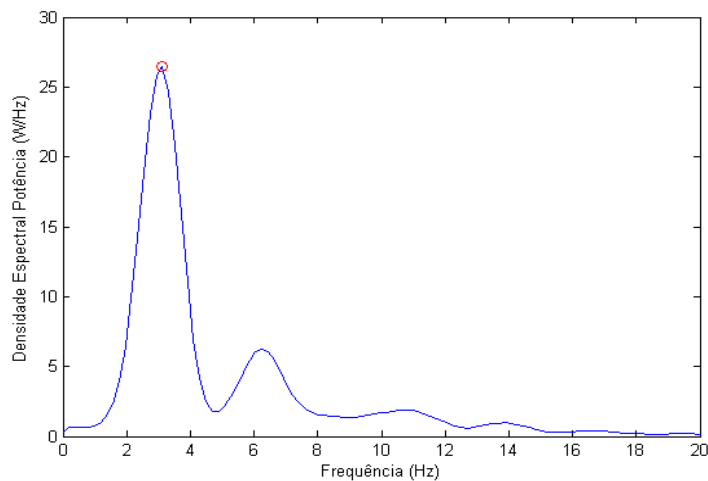


Figura 31 – DEP do eixo vertical da actividade “correr”

Da mesma forma foi então efectuada a análise análoga ao da actividade “andar” sendo calculada a densidade espectral de potência para o sinal ao longo do tempo. Foi utilizado o método de Welch com 50 amostras e sobreposição de 50%. Este foi aplicado em janelas de 1,2 segundos, com sobreposição de 0,4 segundos relativamente à análise anterior, e verificado o pico de frequência.

Foram analisadas as sequências dos sete indivíduos seleccionados para o estudo, que na primeira metade realizavam uma corrida em ritmo lento e na segunda realizavam uma corrida em ritmo normal. Em cada janela foi verificado o pico de frequência e o indicador energia, registando os valores máximos e mínimos. Os dados recolhidos são apresentados na Tabela 5.

Esta mostra ainda uma linha com os valores globais que representam o máximo e o mínimo de cada parâmetro relativamente a todos os indivíduos em estudo.

A frequência mínima registada na actividade de “correr” foi de 2,30Hz, enquanto que a máxima foi de 4,10Hz. Relativamente à energia, o mínimo foi de 9,90 MET² e o máximo de 152 MET².

Pelos resultados obtidos verificou-se que a ideia assumida há priori relativamente à frequência e à energia não se verificam. Significa assim que correndo lentamente se pode verificar uma menor frequência nos passos, bem como a energia dispendida é idêntica entre andar normalmente e correr lentamente. Estas observações são também resultado de diferentes formas de locomoção dos diferentes indivíduos que participaram no estudo.

Tabela 5 – Resultados da análise das sequências de “correr”

Indivíduo	Frequência (Hz)		Indicador Energia (MET ²)	
	Min	Max	Min	Max
A	2,54	3,32	50	152
B	2,70	3,71	9,90	83
C	2,30	4,10	20	152
D	2,34	3,32	30	149
E	2,30	2,73	21	104
F	2,50	3,13	24	100
G	2,73	3,13	10,76	60
Global	2,30	4,10	9,90	152

Tendo em consideração os resultados obtidos e as apreciações efectuadas definiu-se que a detecção do actividade “correr” se verifica quando:

- A frequência do sinal no eixo vertical é superior a 2Hz;
- O indicador de energia é superior a 10 MET².

Da mesma forma que na actividade “andar”, para evitar ou reduzir eventuais falsos positivos definiu-se que só seriam considerados períodos de corrida com duração superior a 1s que corresponderá a efectuar em média dois a três passos. Tal como anteriormente este valor foi definido com base no tempo que, em média, leva a efectuar dois a três passos a correr [59].

3.3.3. “Saltar”

Saltar é um movimento que pode ser considerado uma forma de locomoção, pelo menos para alguns animais como, por exemplo, o canguru. O Homem utiliza normalmente este movimento quando pratica desporto, dança ou noutros espectáculos artísticos.

A actividade de saltar rege-se por leis da física e é caracterizado por um período no qual todo o corpo está suspenso no ar. Uma vez lançada do solo a trajectória da pessoa vai depender da velocidade inicial, da direcção ou ângulo do salto, que determinam a duração e a distância do mesmo. Este pode ser simplesmente vertical, quando a pessoa salta apenas para cima, ou longitudinal quando o salto é efectuado para cima e para a frente, podendo ser efectuado a partir de um estado estacionário ou em movimento.

Independentemente do tipo de salto estarão implícitos na actividade dois momentos chave que são o impulso vertical e a chegada ao solo. Partindo do principio que estes seriam mais evidentes no eixo vertical foi então escolhido este eixo para análise.

Através da análise visual qualitativa e quantitativa da aceleração nos três eixos de um salto vertical partindo de uma posição estacionária verificaram-se, como esperado, bem demarcados os momentos de impulso e de contacto com o solo (Figura 32). Verificou-se também que a aceleração no período em que o corpo está em suspensão tem, nos três eixos, um valor próximo de zero.

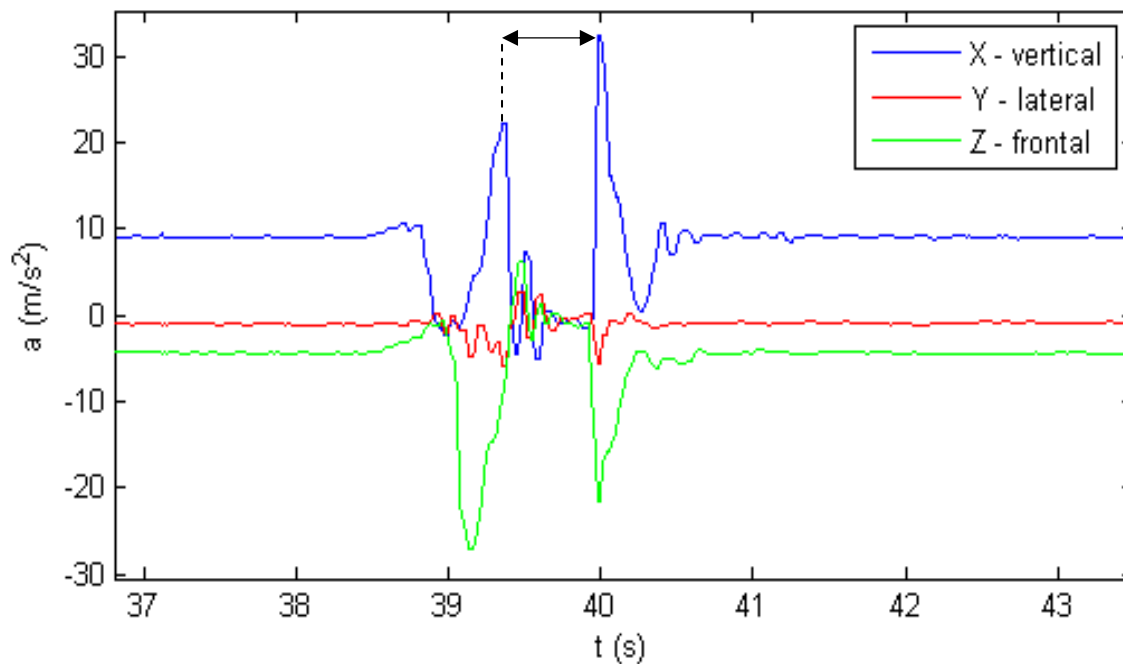


Figura 32 – Representação gráfica das acelerações durante um salto

Foi então analisado o sinal de forma a encontrar os picos de aceleração medindo a distância (tempo) entre eles. Efectuou-se o cálculo da média da aceleração dos três eixos no período entre os picos, dando uma margem de 200ms depois do primeiro pico e antes do segundo por forma que os períodos de desaceleração e aceleração respectivos não entrassem para a média.

Outro parâmetro analisado foi a energia dispendida durante o salto, uma vez que seria de esperar que houvesse um aumento brusco da mesma aquando do impulso e queda.

Tendo em conta os parâmetros definidos anteriormente foram analisadas as sequências de “salto” dos sete indivíduos que realizaram três saltos consecutivos precedidos, cada um, por três passos. Para cada par de picos detectado foi calculado o tempo entre eles, o indicador de energia nos picos de aceleração, ou seja no impulso e na queda, e a média da aceleração dos três eixos como referido atrás, registando os valores máximos e mínimos. Os dados recolhidos estão na Tabela 6. Esta mostra ainda uma linha com os valores globais que representam o máximo e o mínimo de cada parâmetro relativamente a todos os indivíduos em estudo.

Relativamente aos dois picos de aceleração de cada salto o tempo mínimo entre eles foi de 0,48s e o máximo de 0,68s. O indicador de energia mínimo nos picos foi de 35 MET² e o máximo de 170 MET². A aceleração média dos 3 eixos entre picos foi de pelo menos -1,10m/s² e no máximo 0,96m/s².

Tabela 6 – Resultados da análise das sequências de saltos

Indivíduo	Tempo (s)		Indicador Energia (MET ²)		Média 3 eixos (m/s ²)	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
A	0,48	0,68	69	153	-1,10	0,40
B	0,54	0,60	41	127	-0,01	0,84
C	0,67	0,68	62	134	0,32	0,55
D	0,56	0,56	76	96	0,35	0,96
E	0,56	0,64	68	168	-0,42	0,88
F	0,62	0,68	55	170	0,04	0,70
G	0,52	0,54	35	100	-0,19	0,26
Global	0,48	0,68	35	170	-1,10	0,96

Considerando os resultados obtidos definiu-se que a detecção da actividade “saltar” se verifica quando:

- A distância entre picos no eixo vertical é superior a 450 e inferior a 800 ms;
- Nesse período o indicador de energia é superior a 35 MET²;
- Nesse período a média da aceleração nos 3 eixos é inferior a 1m/s².

3.3.4. “Cair”

As quedas são uma das causas de danos pessoais, especialmente para os idosos cuja visão e capacidades motoras estão diminuídas, com ossos mais frágeis e tempos de reacção mais lentos. Em algumas profissões, como mineiros e trabalhadores da construção civil, a taxa de

quedas é também elevada. O desporto é outra actividade na qual as quedas são também um factor regularmente a ter em conta como por exemplo no futebol, no hóquei ou no andebol.

Uma queda traduz-se na alteração da posição do indivíduo, que de uma posição vertical passa a uma posição horizontal independente do sentido ou tipo de queda, e de uma súbita alteração da localização do centro de massa. Podemos cair para a frente, para trás ou para os lados estando de em pé ou sentados. Se estivermos deitados também podemos cair havendo então alteração do centro de massa mas não necessariamente na orientação do corpo.

A queda considerada foi da posição em pé para a posição deitado. Como referido atrás, esta pode dar-se em várias direcções, contudo por ser de mais fácil simulação foi considerada a queda para a frente.

Pela análise da representação gráfica dos valores da aceleração nos três eixos, quando se dá uma queda frontal após três passos verifica-se, como esperado, a alteração da orientação dos eixos vertical e frontal (Figura 33). Partiu-se também do pressuposto que a energia dos três eixos sofreria um aumento repentino e severo aquando da mesma como referido na secção 2.2.3.

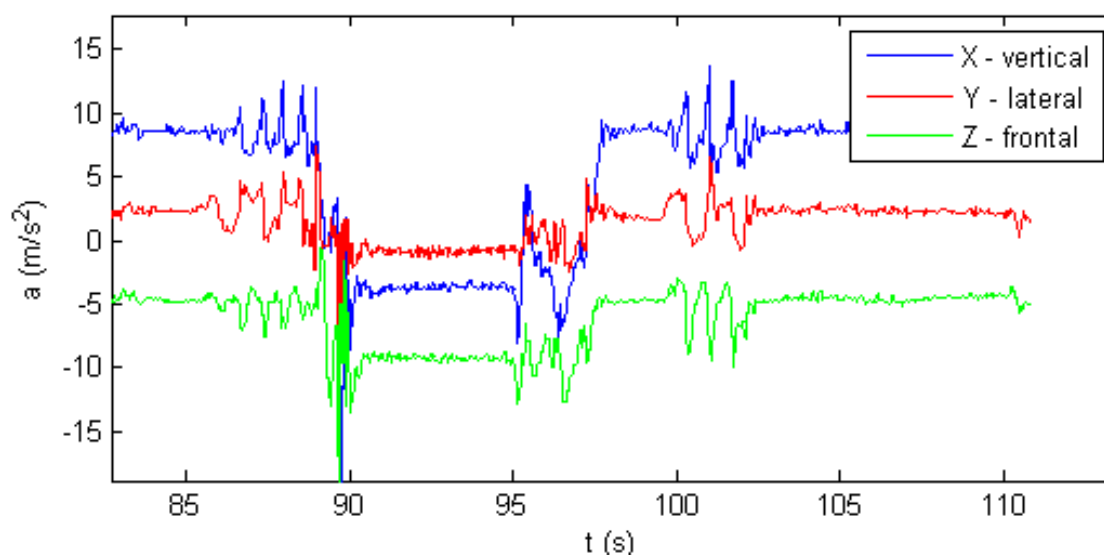


Figura 33 – Representação gráfica das acelerações de uma queda

Tendo em conta estas considerações foram analisadas as sequências de sete indivíduos que simularam três quedas frontais a partir da posição vertical precedidas, cada uma, por cinco passos. Foi calculado o aumento do indicador de energia aquando da queda e confirmada a alteração da orientação dos eixos. Os dados recolhidos estão na Tabela 7. O valor mínimo obtido para o aumento do indicador de energia quando se dá a queda foi de 3,40 vezes e o máximo de 21,5 vezes.

Tabela 7 – Resultados da análise das sequências de quedas

Indivíduo	Aumento do indicador de energia $\left(\frac{E_i}{E_{i-1}}\right)$	
	Min	Max
A	3,4	14,7
B	6,1	21,5
C	5,4	13
D	9,4	13
E	4,2	10
F	4,5	10,4
G	5,2	14,3
Global	3,4	21,5

Tendo em consideração os resultados obtidos definiu-se que a detecção da actividade “cair” se verifica quando:

- O indicador de energia dos três eixos aumenta três vezes;
- Se dá uma alteração da orientação do eixo vertical (diminuição da aceleração em cerca de 50% do valor inicial).

De forma a evitar ou reduzir eventuais falsos positivos definiu-se que só seriam consideradas quedas com duração superior a um segundo. Este valor foi definido com base numa análise no tempo de uma queda, considerando que não é possível uma pessoa cair e levantar-se num período de tempo inferior ao considerado [65].

3.4. Testes e resultados

Após a análise das sequências individuais e desenvolvimento do algoritmo este foi testado recorrendo a sequências onde constassem todos os movimentos em questão. Os dados foram recolhidos de modo idêntico ao utilizado na fase de desenvolvimento e recorrendo aos sete indivíduos considerados na Tabela 3.

Cada indivíduo realizou duas vezes uma sequência predefinida constituída pelas actividades a detectar. Podemos ver na Figura 34 um exemplo de uma dessas sequências. A sequência completa pressupunha realizar sequencialmente as seguintes actividades:

- 1º : Andar – percorrer cerca de 15 metros a andar;
- 2º : Correr – fazer o percurso inverso a correr;
- 3º : Saltar – dar 3 passos e saltar na vertical (repetido 3 vezes);
- 4º : Cair – dar 5 passos, cair para a frente e levantar (repetido 3 vezes).

Depois de importadas as catorze sequências foi-lhes aplicado o algoritmo de classificação (Figura 35). Cada sequência foi passada duas vezes pelo algoritmo. A realização de diferentes análises da mesma sequência justifica-se por o algoritmo recorrer a janelas temporais e nalguns casos em sobreposições nas mesmas. Assim a escolha de instantes iniciais diferentes, por mínimas que sejam as diferenças, podem produzir análises diferentes e consequentemente traduzir resultados distintos.

Com um total de catorze sequências cada uma analisada duas vezes resultaram vinte e oito análises distintas. Os resultados destas foram comparados com os movimentos que efectivamente estavam a ser realizados utilizando como referência a sequência predefinida e a representação gráfica da aceleração nos diferentes eixos.

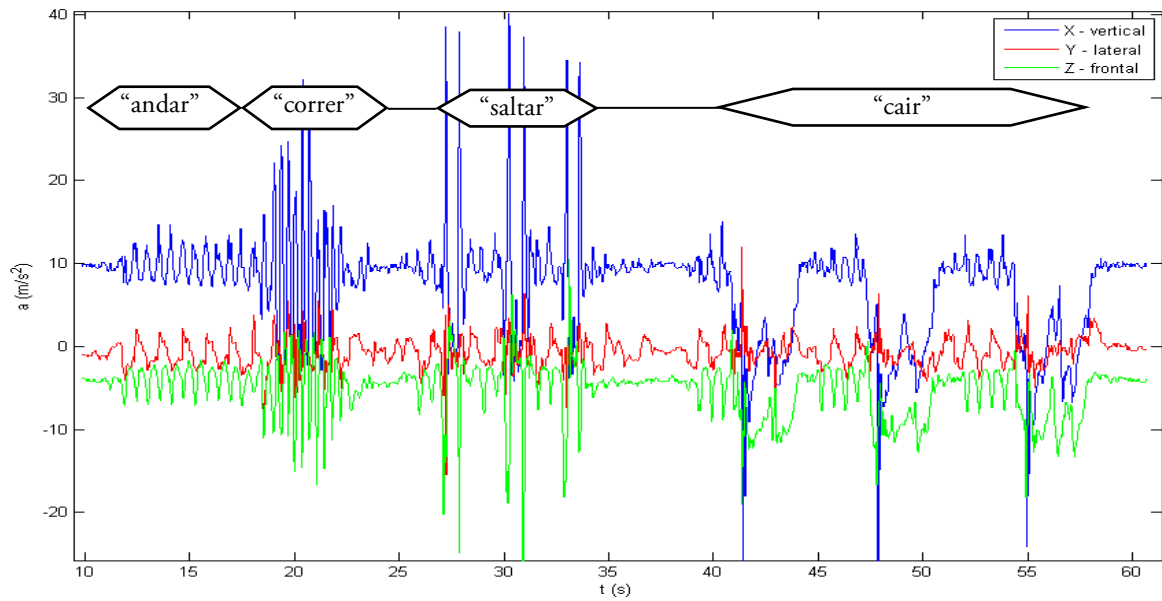


Figura 34 – Representação gráfica das acelerações de uma sequência completa

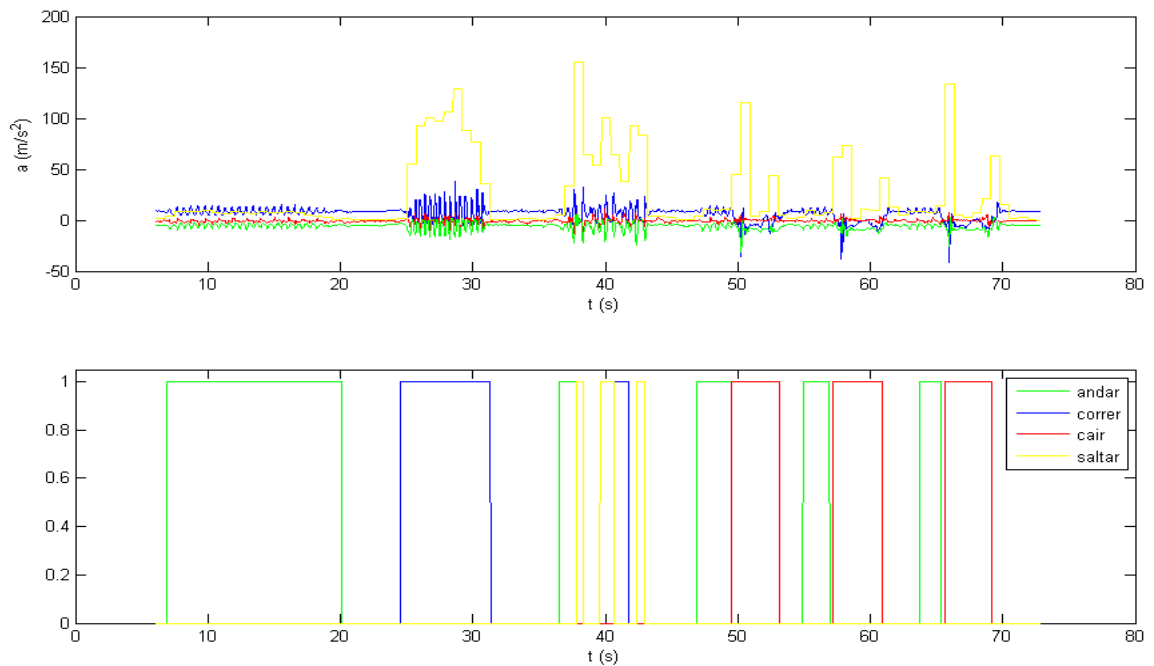


Figura 35 – Resultados da análise de uma sequência; em cima: aceleração nos 3 eixos e indicador de energia dispendida (a amarelo); em baixo: resultado gráfico da aplicação do algoritmo

Para cada actividade foi contabilizado o número de vezes em que a actividade ocorria e era detectada (*True Positive*), a actividade era detectada mas não ocorria (*False Positive*), outra actividade distinta ocorria e não era detectada a actividade em questão (*True Negative*) e a actividade ocorria mas não era detectada (*False Negative*). Os resultados obtidos estão expressos na Tabela 8.

Tabela 8 – Resultados da análise da totalidade das sequências

	True Positive	False Positive	True Negative	False Negative
Andar	137	10	237	20
Correr	51	8	320	8
Saltar	96	1	284	2
Cair	78	0	304	6
total	362	19	1145	36

Para avaliar a resposta do algoritmo às quatro actividades propõem-se dois critérios [65]:

- Sensibilidade – capacidade de detectar uma determinada actividade

$$\text{Sensibilidade} = \frac{\text{True Positive}}{\text{True Positive} + \text{False Negative}}$$

- Especificidade – capacidade de, na presença de várias actividades, detectar apenas uma actividade específica

$$\text{Especificidade} = \frac{\text{True Negative}}{\text{True Negative} + \text{False Positive}}$$

Utilizando os valores presentes na Tabela 8 foi calculada a sensibilidade e especificidade para cada actividade (“andar”, “correr”, “saltar” e “cair”) individualmente. Estes critérios foram também calculados para a globalidade do sistema, isto é, foram utilizados os valores totais de

True Positives, True Negatives, False Positives e False Negatives (última linha da Tabela 8) considerando assim em todas as actividades em conjunto. Os resultados obtidos do cálculo destes parâmetros são apresentados na Tabela 9.

Tabela 9 – Resultados da sensibilidade e especificidade do sistema

	Andar	Correr	Saltar	Cair	global
Sensibilidade (%)	87,26	86,44	97,95	92,86	90,95
Especificidade (%)	95,95	97,56	99,65	100	98,36

O sistema apresentou uma capacidade de detectar as actividades na sua globalidade (sensibilidade) próxima dos 91%. Relativamente a cada actividade em particular a percentagem ronda os 90% sendo o valor mais baixo para a actividade “correr” e a mais elevada para a actividade “saltar”, com sensibilidades de 86% e 97%, respectivamente.

No que diz respeito à especificidade do sistema, isto é, a capacidade de distinguir entre actividades apresenta um valor global superior a 98%. Quanto às actividades em particular o algoritmo apresenta também valores próximos desse valor, sendo o valor mais baixo para a actividade “andar” com 96% e o mais elevado para a actividade “cair” chegando aos 100%.

4. SISTEMA DE MONITORIZAÇÃO SEM FIOS

Um segundo objectivo deste trabalho era identificar soluções que possibilitem a localização de um indivíduo em ambientes interiores e passíveis de ser integradas no VitalJacket[®].

Tendo em conta o estado da arte actual são várias as tecnologias, sistemas e métodos susceptíveis de ser utilizados. Contudo, tendo em conta a disponibilidade de equipamento no Departamento de Electrónica Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro que se enquadra neste âmbito decidiu-se realizar um estudo e teste do mesmo. Este destinava-se a verificar as potencialidades e analisar a viabilidade da sua utilização para a localização em ambientes interiores.

O equipamento em questão é um *Wireless Sensor Network Classroom Kit* da Crossbow que dispõe de hardware e software para a construção de uma rede de sensores sem fios do tipo *Mesh*.

4.1. Redes *Mesh*

Uma rede *Mesh* é composta por vários nós que se comportam como uma única e grande rede, possibilitando que o cliente se ligue em qualquer um destes nós. Os nós fazem a função de repetidores e cada nó está ligado a um ou mais dos outros nós.

São sistemas multi-hopping em que todos os módulos wireless são idênticos - são todos routers - comunicando uns com os outros para encaminhar dados de e para o gateway como exemplifica a Figura 36.

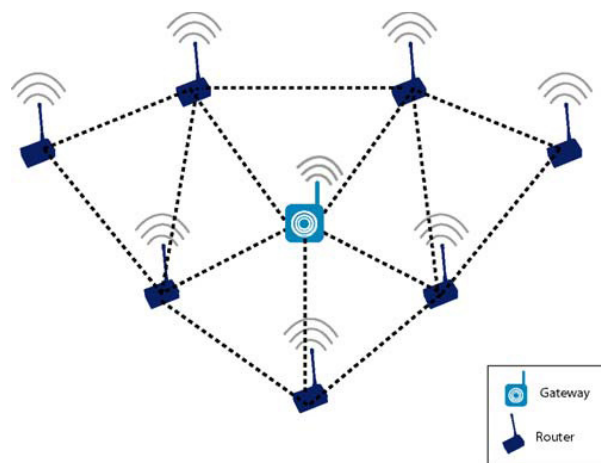


Figura 36 – Diagrama exemplificativo de uma rede *Mesh* [83]

A relevância do sistema *Mesh* está no protocolo de encaminhamento, baseado numa tabela dinâmica, que faz o varrimento das diversas possibilidades de rotas para o fluxo de dados. O equipamento selecciona qual a rota mais eficiente a seguir para chegar ao seu objectivo, levando em conta a rota mais rápida, a que apresenta menos perda de pacotes, ou o acesso mais rápido à internet, além de outros [83].

4.2. Protocolo *XMesh*

A pilha protocolar *XMesh* é uma plataforma para sistemas multi-hop embebidos, flexível e com uma arquitectura aberta, desenvolvida pela Crossbow para redes sem fios. Tem por base o funcionamento das redes *Mesh* e é construída sobre o sistema operativo TinyOS. Combina um comprovado alto desempenho com a interoperabilidade através de standards abertos, neste caso o IEEE 802.15.4/ZigBee.

Uma rede *XMesh* é constituída por um conjunto de nós (*motes*) que comunicam, sem fios, entre si e são capazes de fazer chegar uma mensagem rádio à estação base onde são posteriormente passadas a um computador ou outro cliente (Figura 37). Dois nós não precisam de estar ligados entre si para comunicarem. A mensagem pode ser entregue a um ou mais nós intermédios que encaminham os dados. Esta troca de mensagens entre nós reduz a

energia necessária para transmitir as mensagens e aumenta o alcance e a capacidade de funcionamento ao longo do tempo (*reliability*) da rede.

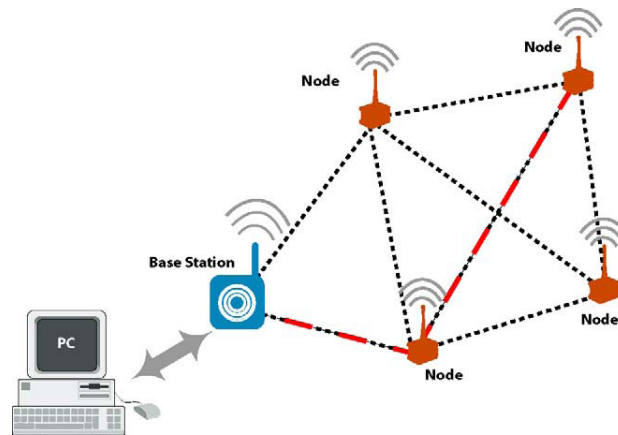


Figura 37 – Diagrama exemplificativo de uma rede *XMesh* [83]

As principais características das redes *XMesh* são: *TrueMesh*, múltiplos serviços de transporte, múltiplos modos de qualidade de serviço (QoS), múltiplos modos de potência, diagnóstico de saúde, sincronização de tempo e programação pelo ar (OTAP) [83].

A tecnologia *TrueMesh* refere-se à capacidade que os nós têm de, dinamicamente, procurar novos caminhos para o envio das mensagens quando partes da rede estão indisponíveis devido, por exemplo, a interferências ou falhas de ligação.

Para a transmissão de dados entre nós existem três serviços distintos:

- *Upstream* – transmite os pacotes do nó para a estação base;
- *Downstream* – transmite os pacotes da estação base para o(s) nó(s);
- *Single Hop* – transmite os pacotes para o(s) nó(s) vizinhos apenas .

O envio de mensagens pode ser efectuado segundo dois modos de qualidade de serviço (QoS):

- *Best Effort* – os módulos tentam enviar as mensagens múltiplas vezes para os módulos vizinhos, proporcionando *link level acknowledgement*;
- *Guaranteed Delivery* – a mensagem é transmitida através da rede *Mesh* para a estação base (ou para o módulo) e é enviada de volta uma mensagem de *acknowledge* para o emissor, proporcionando *end-to-end acknowledgement*.

A rede pode operar em três modos de potência diferentes:

- *High Power* – neste modo a rede possui capacidades *TrueMesh* e todos os nós da rede têm capacidade para encaminhar a informação. Apresenta uma largura de banda elevada e baixa latência (com utilização de todos os canais) estando os módulos sempre ligados;
- *Low Power* – tal como no modo *High Power* neste modo a rede possui capacidades *TrueMesh* e todos os nós da rede têm capacidade para encaminhar a informação. Contudo apresenta uma largura de banda baixa e alta latência (ideal para aplicações com baixa taxa de transmissão) em que os módulos estão normalmente num estado *sleep*, acordando periodicamente para verificar o tráfego na rede;
- *Extended Low Power* – este modo é utilizado apenas para nós nos extremos da rede (*end nodes*) não tendo estes a capacidade de encaminhar informação. Utiliza uma configuração híbrida estrela-*mesh*.

O diagnóstico de saúde de cada nó pode ser automaticamente transmitido para a estação base. A informação de saúde inclui dados sobre o desempenho do nó na rede, a voltagem da bateria e a indicação da intensidade do sinal recebido (RSSI) dos nós vizinhos. A estação base encaminha essa informação para um computador para que esta possa ser monitorizada.

A sincronização global da rede é uma possibilidade do modo *Low Power* que permite ajustes de ± 1 ms. As marcações temporais são utilizadas para sincronizar as mensagens rádio mas podem ser também usadas pelo utilizador para sincronizar as medições dos sensores.

O protocolo *XMesh* suporta a programação remota dos módulos (OTAP) possibilitando ao utilizador reprogramar todos os módulos da rede. A OTAP utiliza a estratégia *downstream* permitindo que diferentes códigos sejam enviados para diferentes módulos possibilitando ao utilizador criar uma rede com múltiplos sensores e reprogramar apenas as unidades de interesse.

4.3. Liguagem nesC

O desenvolvimento de aplicações para os módulos é realizada na linguagem nesC (network embedded systems C) que é uma extensão de C concebida para dar forma aos conceitos estruturantes e ao modelo de execução do TinyOS [84]. Os conceitos básicos do nesC são:

- Separação de construção e composição: programas são construídos a partir de elementos denominados componentes, que são ligados (“wired”) para formar programas completos;
- Especificação do comportamento de componentes através de um conjunto de interfaces;
- Interfaces bidireccionais: especificam um conjunto de funções que devem ser implementadas pelo fornecedor e pelo utilizador das interfaces;
- Componentes são ligados (“wired”) através das interfaces. Esse recurso melhora a eficiência em tempo de execução além de permitir uma melhor análise estática dos programas;

- O modelo de concorrência no NesC é baseado em tarefas “run-to-completion”, geradoras de interrupções que podem interromper tarefas bem como elas próprias.

Para realizar o desenvolvimento de aplicações para redes de sensores sem fios a Crossbow disponibiliza a plataforma *end-to-end MoteWorks* que fornece o pacote de software necessário (TinyOS, Compilador nesC, software de desenvolvimento para processadores Atmel AVR, ferramenta de monitorização da rede e interface gráfico para programar os módulos).

4.4. Wireless Sensor Network Classroom Kit

O equipamento utilizado, Wireless Sensor Network Classroom Kit, dispõe de hardware e software que possibilita a criação de uma rede de sensores de uma forma relativamente simples.

O hardware é constituído por módulos IRIS, gateways (MIB520) e placas de sensores (MDA-100). É disponibilizado software para configuração/programação dos módulos (*MoteConfig*) e para a monitorização da rede (*MoteView e XSniffer*). É ainda disponibilizado software para desenvolvimento de aplicações para os módulos (*MoteWorks*).

4.4.1. Módulo wireless IRIS

O módulo IRIS (XM2110CA) da Crossbow funciona à frequência de 2.4Ghz e é utilizado para criar redes de sensores sem fios de baixo consumo (Figura 38). Utiliza o transceiver ZigBee Atmel RF230, compatível com a norma IEEE 802.15.4, integrado com o micro-controlador Atmega1281.

Projectado especificamente para redes de sensores embebidos, possibilita elevadas taxas de transmissão de dados (250kbps) através de comunicações wireless em que cada nó tem a capacidade de actuar como router.

Possui uma ficha de expansão para outras placas Crossbow que tenham sensores de temperatura, pressão barométrica, aceleração, acústicos, magnéticos, entre outros [85].



Figura 38 – Fotografia de um módulo IRIS da Crossbow [86]

Um sistema como este possui inúmeras aplicações como, por exemplo, monitorização e controlo de segurança de ambientes interiores, localização, ligação a sensores que exijam taxas de transmissão elevadas como os de vídeo ou acústicos, possibilitando ainda a criação de redes de sensores de grandes dimensões (superior a 1000 elementos) [86].

Em ambientes exteriores com linha de vista apresenta alcances de 500 metros entre nós sem qualquer tipo de ampliação.

Para funcionarem os módulos necessitam de ser alimentados por baterias. Dispõem de um suporte para 2 pilhas AA, podendo contudo ser alimentados por qualquer tipo de combinação de pilhas que forneçam entre 2.7VDC a 3.6VDC.

Os módulos baseiam-se no micro-controlador de 8 bits ATmega1281 da Atmel (Figura 39). Este é um micro-controlador de baixo consumo (8 mA em modo activo e 8 μ A em modo “sleep”). Possui memória RAM de 8 Kbytes, EEPROM de 4 Kbytes e uma memória flash com 128 Kbytes. Tem também uma ADC com 10 bits e 8 canais. Disponibiliza entradas e saídas analógicas e digitais e possibilita a utilização dos protocolos I2C e SPI.

Uma só placa de processamento pode ser configurada para correr aplicações/processamentos dos sensores e as comunicações de rede/rádio simultaneamente.

A ficha de expansão de 51 pinos suporta entradas analógicas e digitais, saídas digitais e ligação aos interfaces I2C, SPI e USART. Estas interfaces tornam possível liga-lo facilmente a uma grande variedade de periféricos externos através de placas de sensores da Crossbow.

Cada módulo possui uma memória flash de 4Mbit (Atmel AT45DB041) para guardar dados, medições e outras informações que está ligada ao USART do micro-controlador. Possibilita o armazenamento de mais de 100 mil medições. Este chip é suportado no TinyOS que o utiliza como micro sistema de ficheiros sendo também utilizado para a reprogramação remota (OTAP) dos módulos.

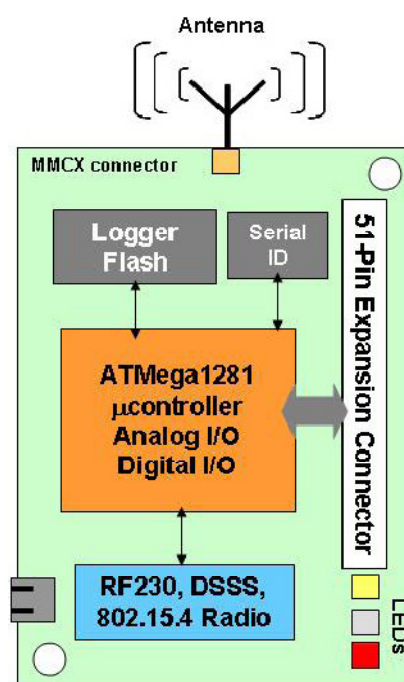


Figura 39 – Diagrama de blocos da estrutura interna de um módulo IRIS [86]

Para receber e transmitir informação, o módulo IRIS utiliza um transceiver RF, Atmel's AT86RF230, compatível com a norma IEEE 802.15.4, que realiza uma modulação O-QPSK ("offset quadrature phase shift keying"). Inclui um modem de banda base DSSS

(digital direct sequence spread spectrum) que possibilita ganhos de 9dB e uma taxa de transmissão efectiva de 250kbps.

É uma solução altamente integrada para comunicações wireless na banda dos 2.4GHz, estando em conformidade com os regulamentos: ETSI EN 300 328 e EN 300 440 class 2 (Europa), FCC CFR47 Part 15 (EUA) e ARIB STD-T66 (Japão).

O rádio pode ser sintonizado num total de 15 canais IEEE 802.15.4 numerados de 11 (2.405 GHz) a 26 (2.480 GHz) separados entre si de 5 MHz.

A potência da transmissão é programável de 3dBm a -17.2dBm e possui uma sensibilidade de recepção de -101dBm. Menores potências de transmissão podem ser vantajosas por reduzirem as interferências e baixarem o consumo do rádio. A indicação da intensidade do sinal recebido (RSSI) é lida directamente pelo rádio e enviada com todos os pacotes recebidos. Apresenta alcances teóricos superiores a 50 metros em interiores e superiores a 300 metros, podendo mesmo chegar aos 500 metros, em espaço aberto.

4.4.2. Sensor board – MDA100

De forma a permitir a recolha de dados são utilizadas placas de sensores, que podem ser facilmente ligadas ao módulo uma vez que também possuem uma placa de expansão.

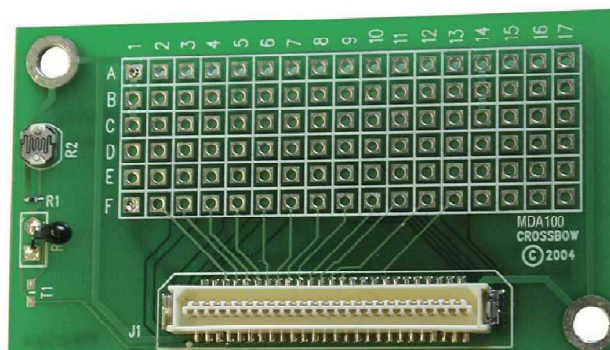


Figura 40 – Fotografia da placa de sensores MDA100 (inclui um termistor e uma fotocélula)

[87]

A placa disponível, MDA100 (Figura 40), dispõe de um termistor de precisão, um sensor de luminosidade (fotocélula) e uma área de prototipagem geral. Esta suporta ligações aos 8 canais da ADC do módulo (ADC0-7), a ambos os portos USART de comunicação série e ao barramento de comunicação I2C. A área de prototipagem geral proporciona acesso ao micro-controlador e possibilita a colocação de outros sensores [87].

4.4.3. Gateway / Estação Base – MIB520

A placa MIB520 (Figura 41) proporciona interface série/USB para a programação e comunicação com o módulo IRIS. Após ser ligado ao PC são emuladas duas portas COM consecutivas (COM_n e COM_{n+1}). A porta COM_n é para a programação do módulo e a porta COM_{n+1} é para a comunicação com o módulo. Tem embutido um in-system processor (ISP), Atmega16L, para programar os módulos wireless. O código é transferido para o ISP através da porta USB que posteriormente o descarrega para os módulos.

A estação base permite a agregação de toda a informação da rede de sensores num computador, seja ele um PC ou outra plataforma de computador. Qualquer módulo pode funcionar como estação base, desde que ligado a um interface de comunicação com PC, ou um gateway. A estação base deve ser sempre identificada como nó 0 [86].

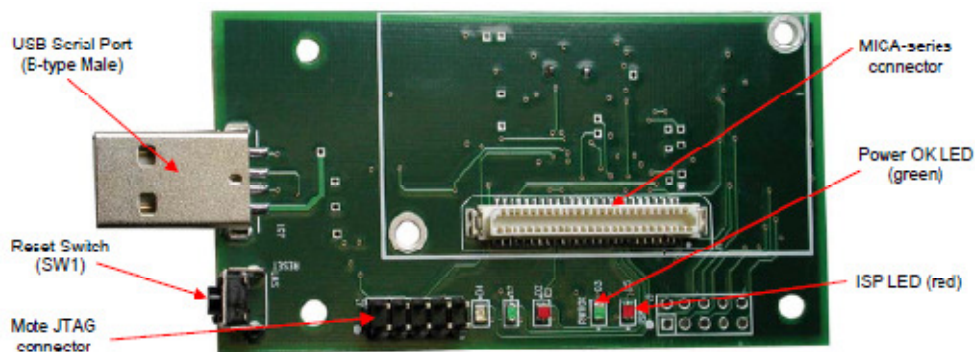


Figura 41 – Fotografia da placa MIB520 utilizada como Gateway/Estação Base [86]

4.4.4. Configuração dos módulos

A configuração, isto é, a programação de cada um dos módulos é essencial para que estes possam actuar conforme pretendido. Para realizar essa configuração é disponibilizado um software (*MoteConfig*) que possibilita a programação dos mesmos.

O *MoteConfig* é uma interface gráfica (GUI) que permite configurar e descarregar firmware *XMesh*/TinyOS pré-compilado para os módulos. O *MoteConfig* permite configurar o ID do módulo, o ID do grupo, o canal e a potência de RF. O utilizador pode também activar a programação à distância presente em todos os firmwares baseados em *XMesh* [88].

São disponibilizadas aplicações *XMesh* pré-compiladas (XMDA100CB_M2110.exe) de forma a proporcionar ao utilizador uma experimentação do sistema.

A programação “local” é realizada com o módulo ligado fisicamente ao gateway. No caso do gateway MIB520, tendo em conta que são instaladas 2 portas COM sequenciais, deve ser escolhida para realizar a programação a porta com o número mais baixo para a porta série (Figura 42).

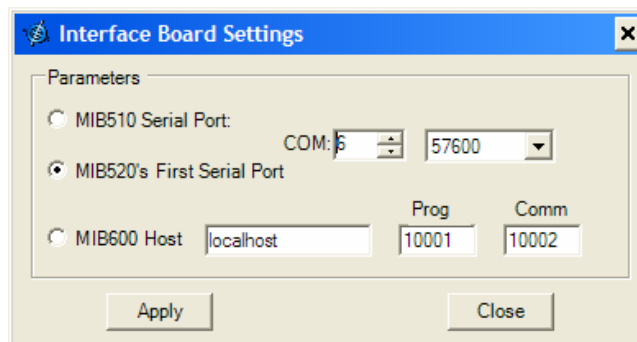


Figura 42 – Janela de configurações da comunicação com o Gateway [88]

Depois de seleccionada a aplicação a enviar para o módulo o *MoteConfig* consegue determinar e mostrar os parâmetros programados na aplicação (MOTE ID, GROUP ID, RF Power e RF Channel), tornando possível que o utilizador os altere (Figura 43).

No módulo que servirá de gateway deve ser carregada uma aplicação diferente (XMeshBase_M2110.exe) dos outros módulos e com o ID0 uma vez que este vai ter um funcionamento diferente derivado da sua função de gateway.

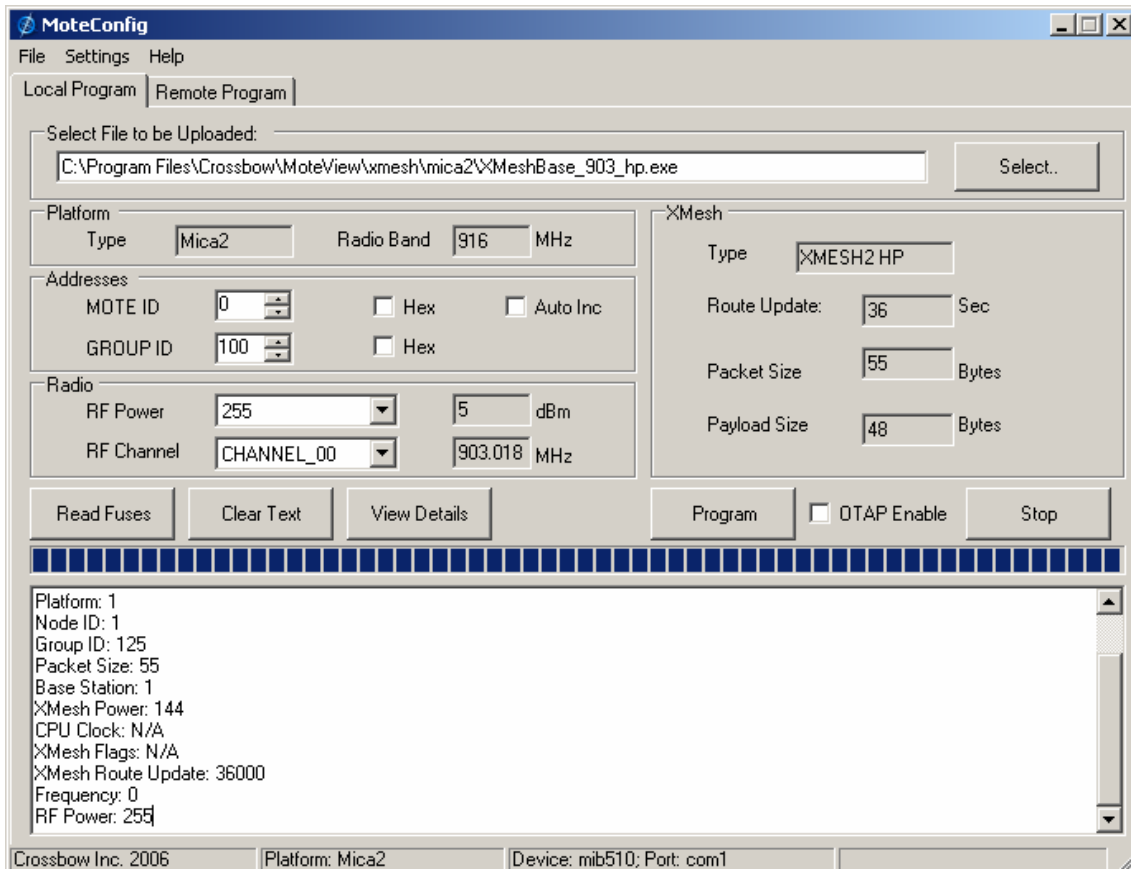


Figura 43 – Aplicação MoteConfig para configuração/programação dos módulos [88]

A programação pode também ser efectuada remotamente, sem necessidade de ligação física, sendo necessário activar essa funcionalidade numa primeira fase recorrendo à programação local. Uma vez activada a opção *Over-The-Air-Programming* (OTAP) a reprogramação dos módulos pode ser efectuada daí em diante sem necessidade de ligação física (Figura 44).

Cada módulo tem 512kB de memória flash externa não volátil dividida em 4 slots. Estes slots têm um tamanho predefinido de 128kB. O slot 0 é reservado para a imagem OTAP. Os slots 1, 2 e 3 podem ser utilizados para colocar o firmware seleccionado pelo

utilizador. Durante o processo OTAP o servidor envia um comando para o módulo reiniciar na imagem OTAP (slot 0). O firmware seleccionado pelo utilizador é dividido em fragmentos, transmitido para o módulo e guardado nos slots 1, 2 ou 3.

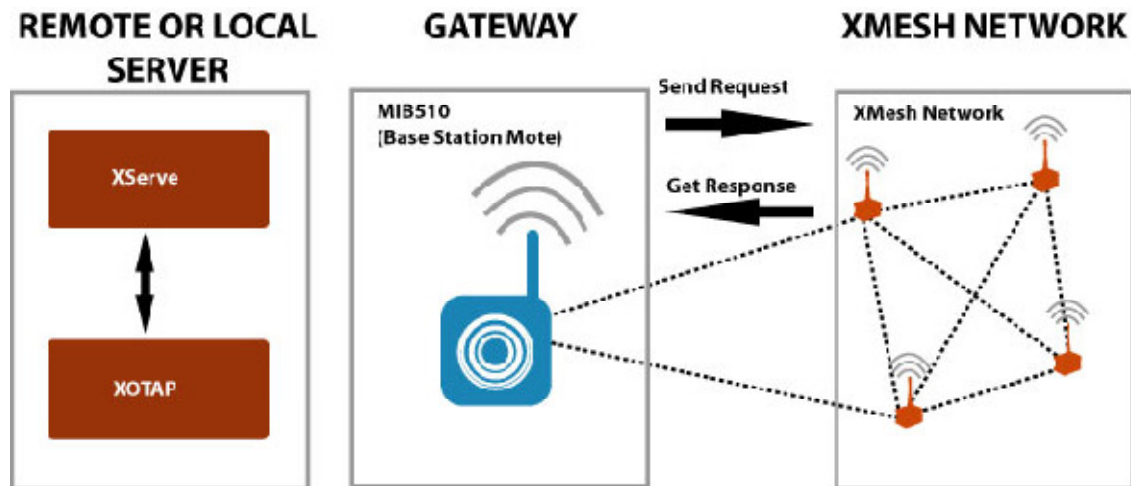


Figura 44 – Arquitectura da programação dos módulos através do ar (OTAP) [88]

4.4.5. Monitorização

Depois de programados e ligados todos os módulos com sensores e a estação base, as ligações entre nós estabelecem-se “automaticamente” sendo então possível monitorizar as medições dos sensores. A rede de sensores apresenta então uma estrutura com três camadas como se pode ver na Figura 45 [89].

A primeira parte é a camada dos módulos, isto é, a rede *Mesh* de sensores. Os módulos estão programados com firmware *XMesh/TinyOS* para realizar tarefas específicas como monitorizar o clima, detectar intrusão, etc.

A segunda camada, a do servidor, é a responsável pelo registo da informação e manutenção da base de dados. Nesta camada as leituras provenientes dos sensores chegam à estação base (MIB520) e são guardadas no servidor. Nesta camada situa-se o *XServe*, que serve como primeiro gateway entre a rede *Mesh* e as aplicações que interagem com a rede.

Proporciona o encaminhamento dos dados de e para a rede com capacidade de analisar, transformar e processar dados à medida que eles fluem entre a rede e as aplicações exteriores. O *XServe* dispõe de múltiplas entradas de comunicação para aplicações que desejem interagir com o *XServe* ou com a rede *Mesh* [90].

Na terceira parte é a camada do cliente, na qual existe software com ferramentas de visualização, monitorização e análise que permitem visualizar e interpretar a informação dos sensores. O *MoteView* é exemplo de um software desenhado para servir de interface entre o utilizador e a rede de sensores wireless. Este fornece ferramentas que simplificam a colocação e monitorização, possibilitando a ligação à base de dados para analisar e representar graficamente as leituras dos sensores.

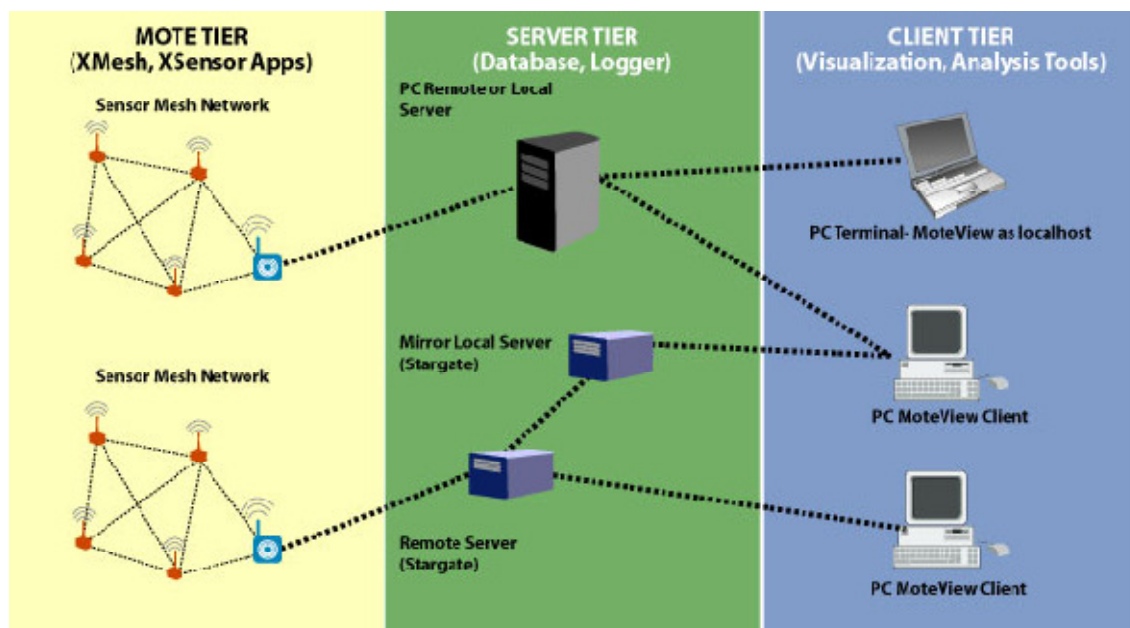


Figura 45 – Estrutura de uma rede *XMesh*

O *MoteView* dispõe de vários modos e opções para ajudar a visualização e motorização dos dados recebidos. Apresenta a listagem de todos os módulos da rede e possibilita a visualização do seu estado bem como informação relativa á saúde do sinal. Os valores das leituras dos sensores exibidos podem ser convertidos para as unidades respectivas ou simplesmente mostrados em tensão como é visível na Figura 46. É ainda possível a representação gráfica da informação recebida dos vários sensores (Figura 47).

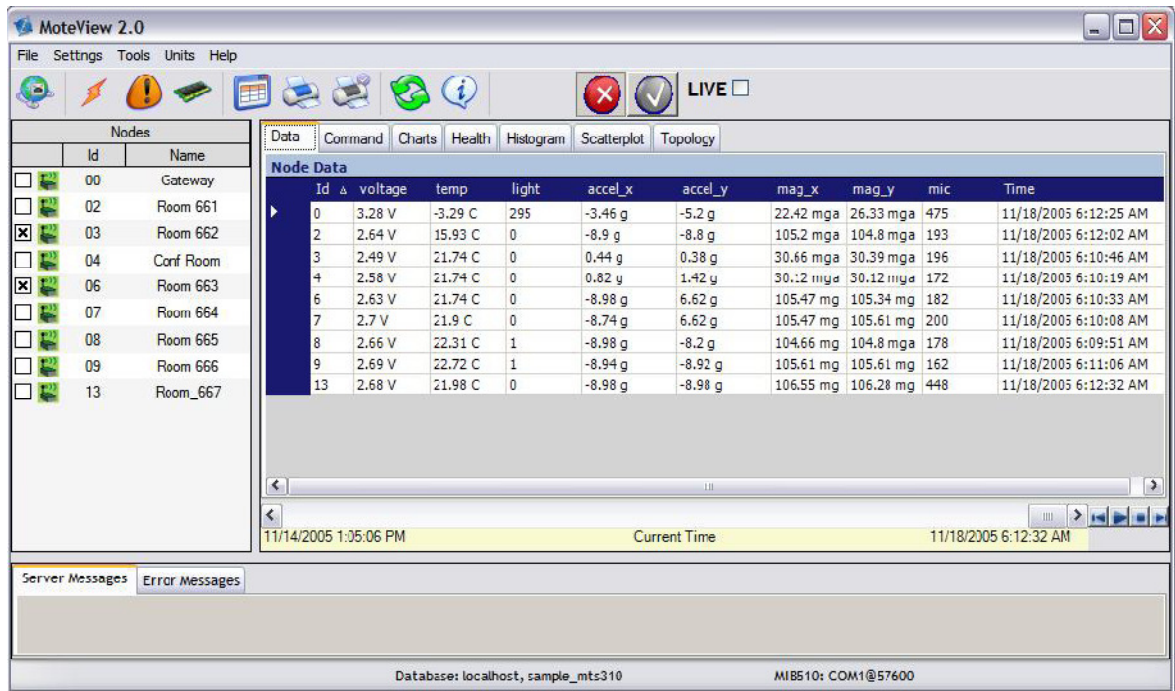


Figura 46 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Data” activo

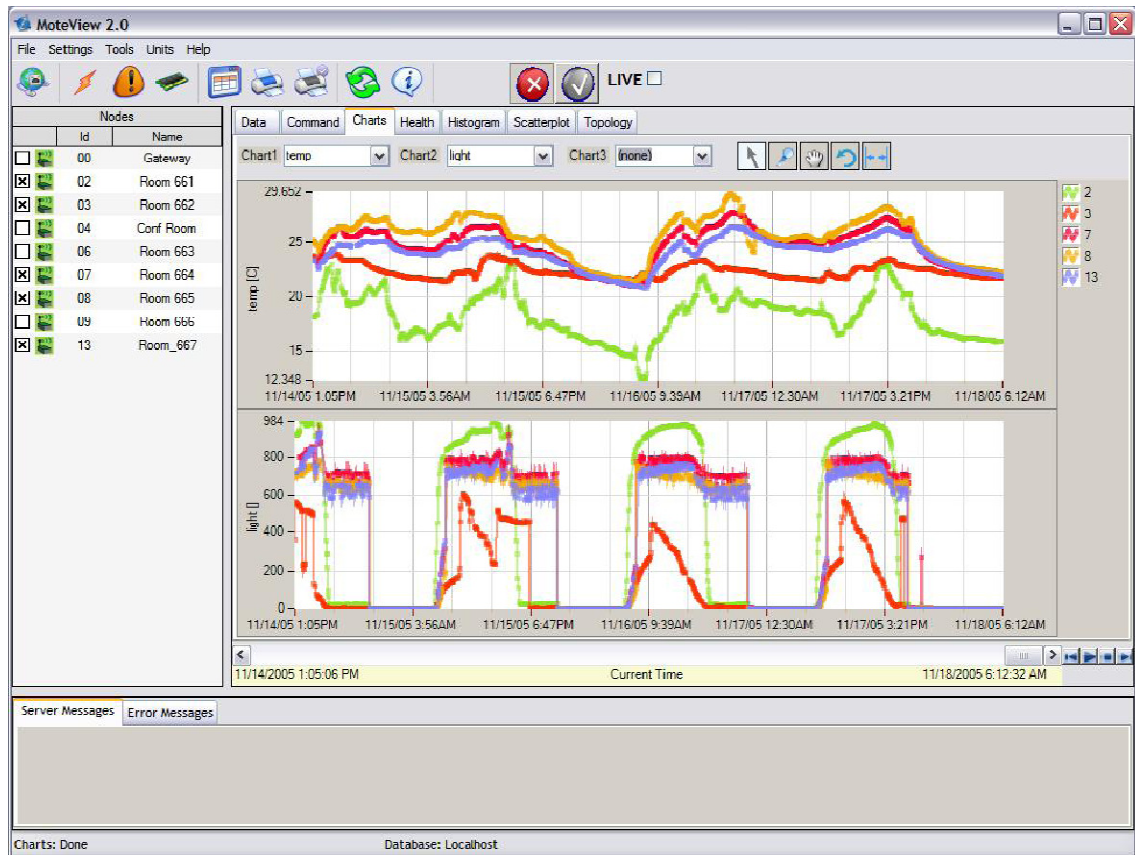


Figura 47 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Charts” activo

O utilizador pode ainda definir e visualizar a disposição e colocação dos módulos/sensores na rede (Figura 48). É possível carregar mapas/plantas a partir do computador que reflectam a configuração do edifício onde os sensores estão colocados.

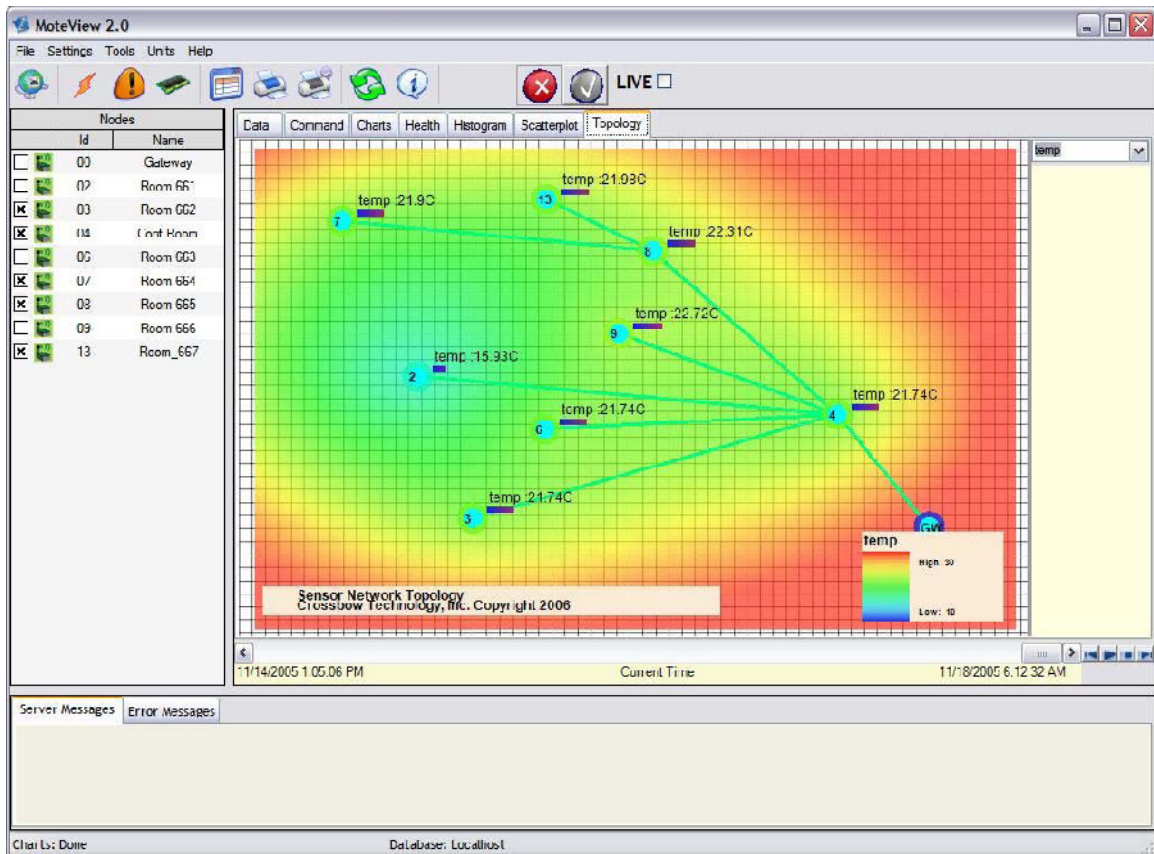


Figura 48 – Screenshot do GUI Moteview com o separador “Topology” activo

É também disponibilizada uma aplicação de monitorização da rede, o *XSniffer*, que permite visualizar os pacotes de dados trocados na rede do módulo. Mostra os vários campos da mensagem como por exemplo o endereço do destinatário, o tipo de mensagem ou o campo dos dados.

4.5. Testes do sistema

De forma a verificar o funcionamento e comportamento do sistema em ambientes interiores realizam-se testes ao mesmo. Foram realizadas leituras utilizando as placas do kit que possuem sensores de temperatura e luminosidade. Para visualização dos dados foi utilizado o software *MoteView* fornecido pela Crossbow com o equipamento.

O material utilizado foi:

- 5 módulos IRIS;
- 1 interface board (MIB520);
- 4 placas com sensores (MDA100).

As medições foram realizadas numa moradia familiar com 4 pisos. Foi colocado um módulo por piso num compartimento escolhido ao acaso.

Foi carregado nos módulos firmware pré-compilado (XMDA100CB_M2110.exe e XMeshBase_M2110.exe), fornecido pela Crossbow, que permite a leitura dos sensores e dos vários canais disponíveis na placa MDA100 e a sua comunicação para a estação base. Nesse firmware foram seleccionadas para configuração dos módulos um RFPower de 0 (correspondente a 3,2dBm) e o canal 26 (correspondente a 2480 MHz).

Depois de colocados os módulos nos locais seleccionados (Figura 49 e Figura 50) e ligados, a rede estabeleceu-se em cerca de 10-15 segundos, ao fim dos quais a estação base estava a receber dados de todos os módulos.

O teste foi efectuado ao fim do dia de forma a aproveitar o pôr-do-sol e as consequentes alterações significativas que ocorrem na luminosidade natural. Foram efectuadas leituras a cada 3 segundos durante cerca de duas horas.

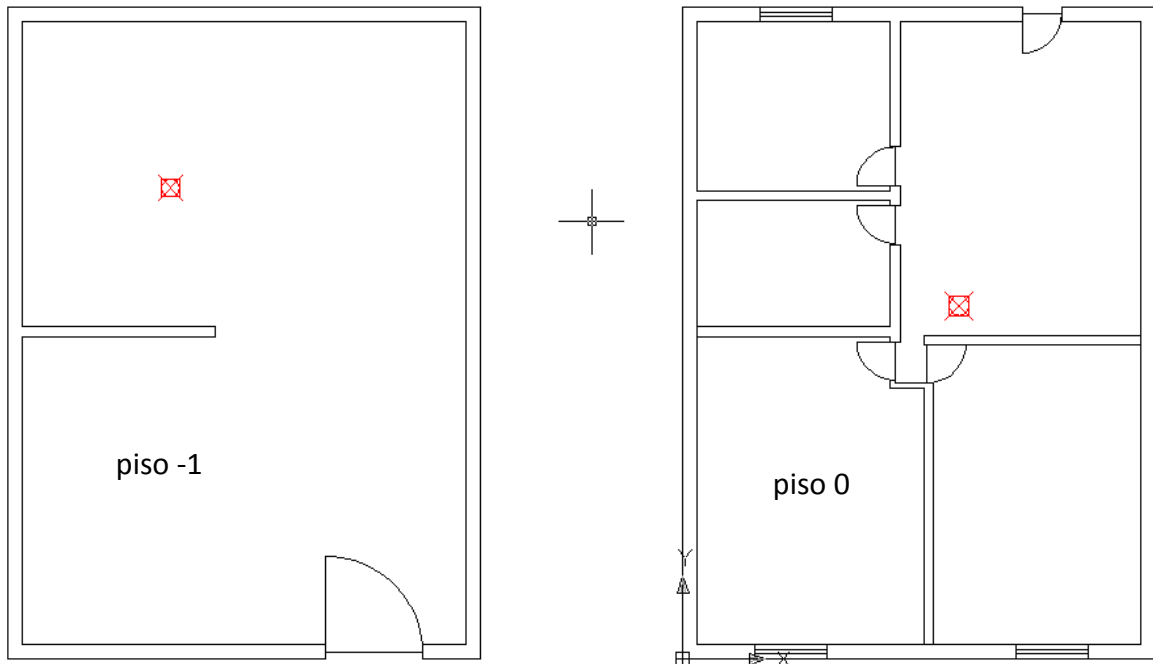


Figura 49 – Localização dos módulos (vermelho) – esquerda: piso -1; direita: piso 0

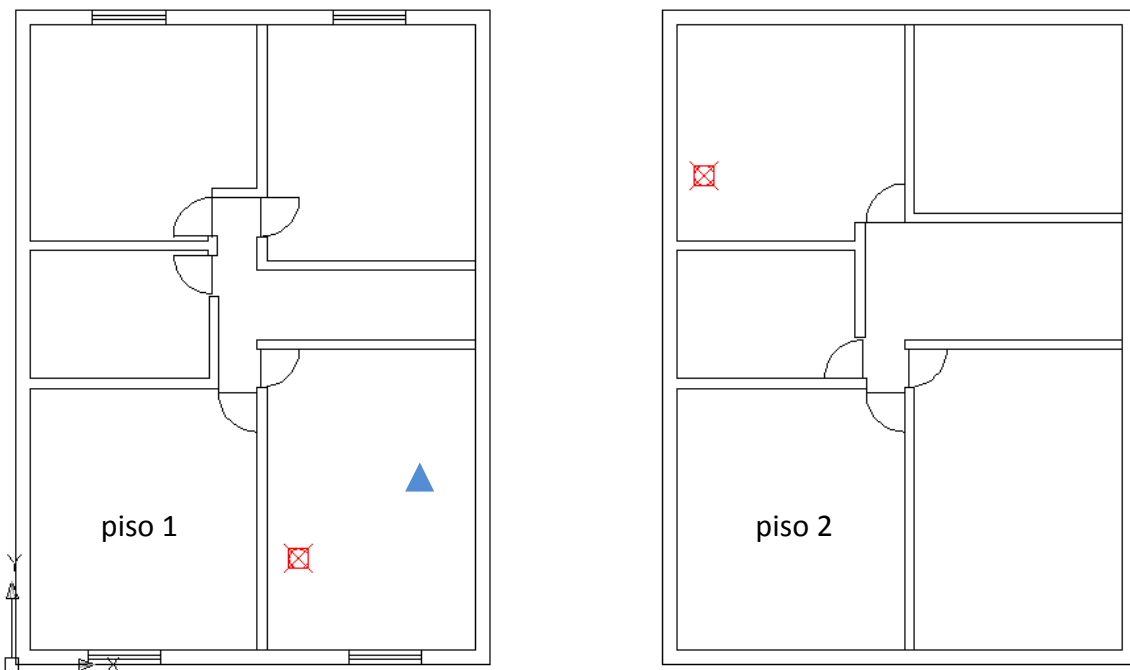


Figura 50 – Localização dos módulos (vermelho) e da estação base (azul) – esquerda: piso 1; direita: piso 2

Os resultados dessas leituras são apresentados e actualizados constantemente no *MoteView* como mostra a Figura 51. A evolução dos valores pode também ser visualizada de forma gráfica (Figura 52). Foram seleccionadas como entradas a temperatura (gráfico superior) e a luminosidade (gráfico inferior). As linhas de cores diferentes são referentes a cada um dos módulos/sensores.

Verificaram-se leituras de temperatura diferentes consoante o piso, aumentando dos pisos inferiores para os superiores como se pode visualizar nos gráficos.

Relativamente à luminosidade verifica-se a correcta detecção das diferentes situações como seja a ausência de luz no piso -1, uma luminosidade constante no piso 0 resultante de uma luz artificial, alteração de luminosidade no piso 1 que resulta do desligar da luz artificial durante um período de tempo e o decaimento da luminosidade no piso 2 por este apresentar apenas luz natural.

Foi também possível visualizar a evolução da informação relativa à saúde e qualidade das ligações da rede, bem como de encaminhamento dos pacotes como mostra a Figura 53.

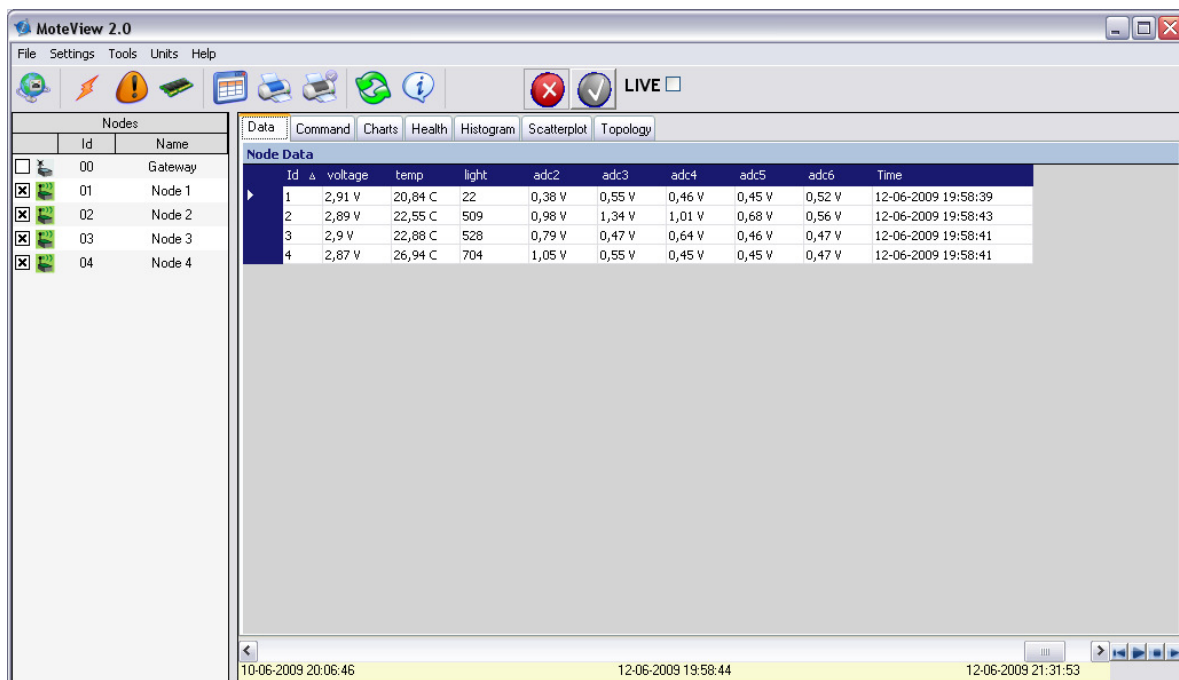


Figura 51 – Screenshot do Moteview mostrando dados do teste do sistema



Figura 52 – Screenshot do Moteview mostrando dados do teste do sistema em modo gráfico

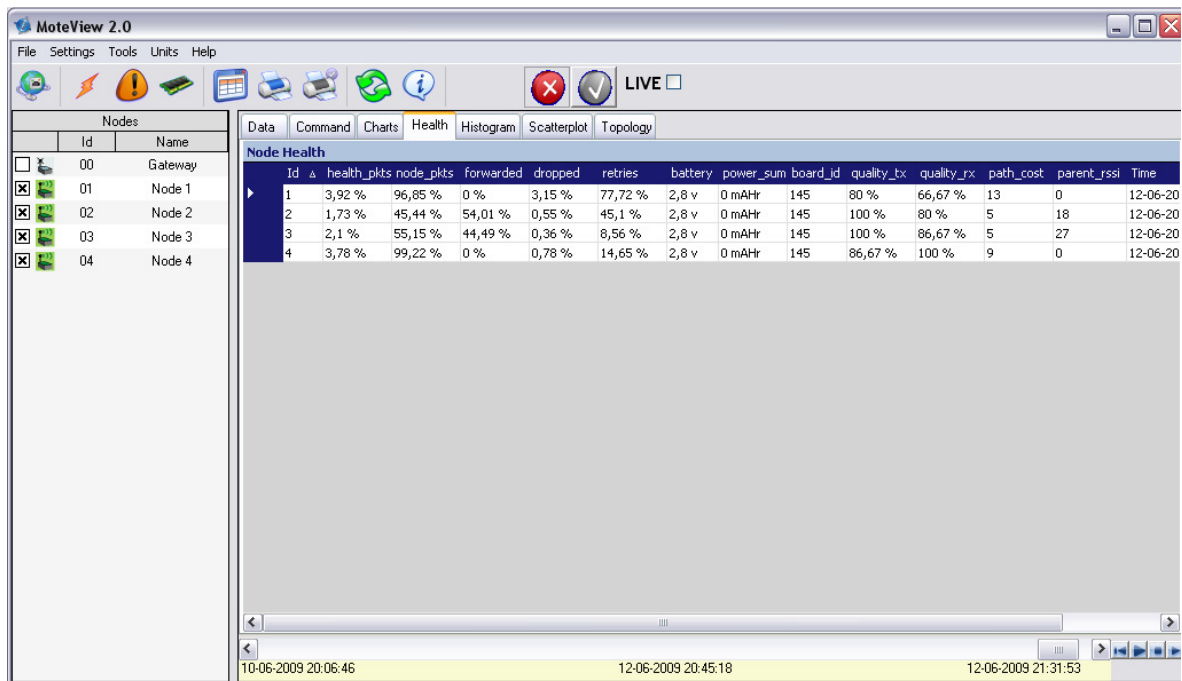


Figura 53 – Screenshot do Moteview mostrando dados relativos à qualidade das ligações da rede

Verificou-se a adaptação da topologia da rede ao longo do tempo como é visível na Figura 54 e como era espectável pela característica *TrueMesh* da rede.

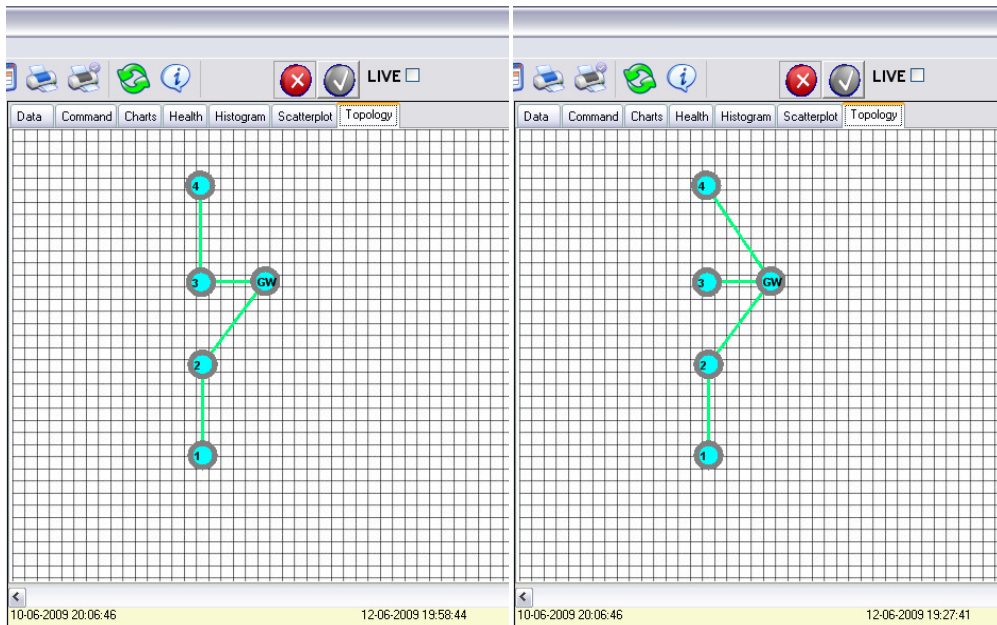


Figura 54 – Screenshot do Moteview mostrando a topologia da rede em dois momentos diferentes

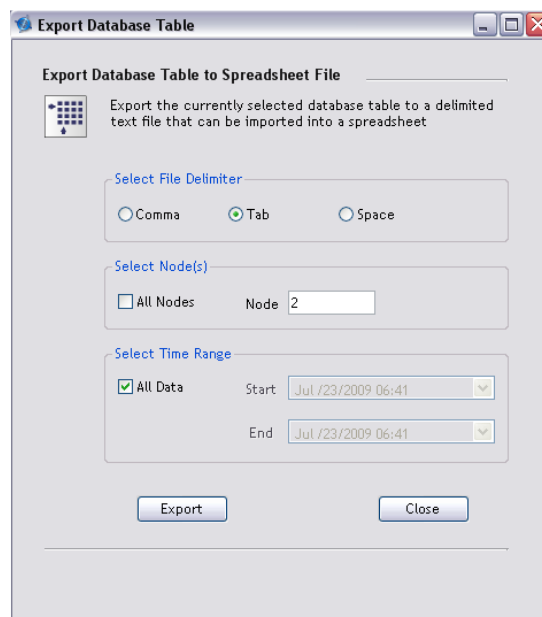


Figura 55 – Janela de configurações da exportação de dados

No final os dados foram exportados para um único ficheiro de texto e posteriormente para ficheiros independentes segundo os nós dos quais eram provenientes (Figura 55). Os dados contidos nesses ficheiros apresentam-se em condições para serem facilmente importados por outros programas de tratamento de dados.

4.6. Utilização do sistema para fins de localização

Um sistema como o apresentado pode ser utilizado para a localização de pessoas e bens em ambientes interiores.

A aplicação deste sistema para fins de localização deve ter em conta determinados parâmetros como sejam a área de operação, a precisão desejada, o número de compartimentos e sua configuração bem como o tipo de ambiente e sua ocupação por elementos que possam interferir com a propagação de sinal.

Tendo em conta que um dos parâmetros que o sistema disponibiliza é o RSSI relativamente aos módulos vizinhos, pode fazer-se uso desse parâmetro para estimar a posição da pessoa.

Por exemplo, num ambiente de domicílio familiar, escritório ou equivalente seriam colocados vários módulos fixos, distribuídos pela área a cobrir, enquanto que a pessoa transportaria um módulo móvel. A distribuição dos módulos fixos deverá ser adequada às características e configuração do espaço em questão, sendo que a colocação de um módulo por divisão será uma opção que permitirá à partida uma localização por proximidade. O número de módulos móveis poderá ser superior a um, sendo que cada pessoa apenas transporta um.

O módulo móvel envia, utilizando o serviço de transmissão de dados *Single Hop*, uma mensagem que é recebida pelos módulos fixos. A informação de RSSI relativamente ao módulo móvel é então enviada, utilizando o serviço de transmissão *Upstream*, para a estação base que por sua vez a encaminha para uma aplicação de alto nível de forma a ser calculada a posição do mesmo. Essa posição é estimada utilizando o modelo de propagação apresentado na

secção 2.3.2.5 que se traduz pela fórmula: $PL = PL_0 + 10 \log(d^n) + s$. A aplicação de alto nível pode armazenar as informações do módulo móvel e apresentar num ambiente gráfico a sua localização.

Para se obterem melhores resultados deve ser determinado o coeficiente de perdas (n) de cada ambiente em particular.

Os módulos fixos operam em modo *High Power* considerando que existe a possibilidade de estarem sempre alimentados por uma fonte de energia não esgotável. Os módulos móveis operam em modo *Low Power* de forma a gastar o mínimo de energia possível.

Neste sistema de localização, e considerando as suas capacidades de transmissão de dados, pode ser incorporado o sistema de actigrafia atrás apresentado numa versão em tempo real. O sistema de actigrafia estaria ligado ao módulo móvel que por sua vez seria responsável por enviar informação deste para a estação base. A informação a enviar pode ser quantitativa dos três eixos, sendo todo o processamento e aplicação do algoritmo de actigrafia efectuados a um nível superior, ou qualitativa do tipo de actividade que a pessoa está a realizar, em que esse algoritmo é aplicado num nível inferior.

5. CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO

5.1. Conclusões

Na primeira parte deste trabalho propunha-se apresentar um sistema que, através da análise das acelerações do corpo humano em três eixos diferentes, fosse capaz de identificar actividades efectuadas num determinado período de tempo. Esse sistema deveria enquadrar-se na actual perspectiva das tecnologias vestíveis. Para tal foi estudado o actual estado da arte desta área tecnológica bem como da actigrafia de forma que se traduzisse numa solução adequada às actuais necessidades e tendências tecnológicas e sociais.

Depois de identificadas algumas actividades mais comuns em desportos relevantes na sociedade actual, foram seleccionadas quatro actividades principais: “andar”, “correr”, “saltar” e “cair”. Desenvolveu-se então um sistema para detectar estas quatro actividades.

Utilizando hardware já existente, baseado num acelerómetro triaxial, desenvolveu-se um algoritmo para extracção da aceleração e do índice de energia sentidos pelo utilizador.

Recolheram-se então dados de sete indivíduos para estudar as actividades a identificar. Foram analisadas as actividades em separado e definiram-se parâmetros (frequências, indicadores de energia e o seu aumento, tempos, acelerações médias) que levaram ao desenvolvimento de um algoritmo de classificação actigráfica.

Para testar o algoritmo foram recolhidos dados que eram compostos por sequências dos vários movimentos estudados e comparado o resultado da classificação actigráfica com a sequência real. O sistema apresentou um bom desempenho, possuindo sensibilidades e especificidades globais de cerca de 91% e de 98%, respectivamente.

Numa segunda parte propunha-se identificar uma solução que possibilitasse a localização de indivíduos em ambientes interiores e exteriores. Como o módulo de actigrafia já possui um receptor GPS garantindo a localização outdoor o estudo focou-se em hardware para indoor. Por se encontrar disponível um Wireless Sensor Network Classroom Kit foi então estudado e testado para aferir algumas das suas potencialidades.

O sistema analisado permite a criação de redes de sensores sem fios baseados na tipologia *Mesh*. Apresenta elevadas taxas de transmissão, baixos consumos, modos de poupança de energia, entre outras opções de configuração da rede e das comunicações. Revelou-se uma boa solução para monitorização de ambientes interiores vindo acompanhado de software que facilita essa monitorização e o tratamento dos dados dos sensores. Assim, é uma opção a considerar para a realização de localização de pessoas em ambientes indoor com a possibilidade de conjugar outra informação como seja as condições do meio envolvente ou dados relativos à pessoa como por exemplo sinais vitais ou dados de movimento.

Após o estudo foi realizado um teste de monitorização com a placa de sensores disponível à luminosidade e temperatura de uma moradia familiar. O sistema apresentou um período inicial de estabelecimento da rede relativamente rápido de cerca de 10 segundos. A rede adapta-se ao longo do tempo consoante as condições, apresentando alteração na sua topologia/desenho sendo possível saber o estado da mesma e a qualidade das comunicações. Relativamente à propagação de sinal, tendo em conta que apenas foi colocado um módulo por piso e que o edifício em questão é essencialmente constituído por betão e ferro, o sistema mostrou-se capaz de efectuar as comunicações sem interrupções apresentando bons alcances em ambientes interiores. Os dados exportados podem ser facilmente utilizados por outros programas por forma a serem analisados estatisticamente.

O sistema apresentou um bom desempenho na generalidade sendo uma possibilidade viável para implementação de um sistema de localização e/ou um canal de comunicação.

5.2. Trabalho futuro

Relativamente ao sistema de actigrafia e tendo em conta que os dados foram recolhidos em ambiente laboratorial poderá haver a necessidade de reajustar parâmetros em determinados movimentos para que possa traduzir bons resultados em ambiente real.

O caso da actividade de queda é onde essa necessidade será mais previsível uma vez que as quedas foram simuladas. Os dados recolhidos podem apresentar diferenças significativas dos de uma queda real, resultado da consciência da mesma *á priori*.

Assim é desejável a recolha de dados em ambiente real dos movimentos para realizar alguns ajustes nos algoritmos que se mostrem necessários.

Numa perspectiva de monitorização em tempo real o algoritmo terá que ser ajustado e implementado num microcontrolador para realizar todo o processamento *online*.

No que diz respeito ao sistema de localização, o passo seguinte é o desenvolvimento e implementação de um algoritmo de localização que permita estimar a posição da pessoa. Esse algoritmo deverá ter em conta as características do local onde vai ser aplicado, permitindo a introdução de parâmetros de entrada, como seja o coeficiente de perdas do meio.

REFERÊNCIAS

1. Freitas, S.d. and M. Levene, *Evaluating the development of wearable devices, personal data assistants and the use of other mobile devices in further and higher education institutions*. Joint Information Systems Committee, 2003.
2. Barfield, W. and T. Caudell, *Fundamentals of Wearable Computers and Augmented Reality*. 2001.
3. Viseu, A., *Simulation and augmentation: Issues of wearable computers*, in *Ethics and Information Technology*. 2003.
4. Ferreira, A., *Cibermoda e suas influências na cibercultura*, in *404nOtFOund* 2007.
5. *Polar-Adidas*. [cited 2009 Março]; Available from: www.polar-adidas.com.
6. Luprano, J. and O. Chételat, *Sensors and Parameter Extraction by Wearable Systems: Present Situation and Future*. 2002.
7. CSEM. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.csem.ch/sfit/html/projects.html>.
8. *Georgia Tech Wearable Motherboard*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.gtwm.gatech.edu/>.
9. *VitalJacket*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.vitaljacket.com>.
10. *Vivometrics*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.vivometrics.com>.
11. *Nike+Apple*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.apple.com/ipod/nike/run.html>.
12. *I-GARMENT*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://telecom.esa.int/telecom/www/object/index.cfm?fobjectid=12843>.
13. MIT. *MITHril*. [cited 2009 Abril]; Available from: <http://www.media.mit.edu/wearables/mithril>.
14. *SENSATION - Advanced Sensor Development for Attention, Stress, Vigilance & Sleep/Wakefulness Monitoring*. [cited 2009 Abril]; Available from: <http://www.sensation-eu.org/index.html>.
15. *Wealthy - Wearable Health Care System*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.wealthy-ist.com/>.
16. *BIOTEX - Bio-sensing textile for health management*. [cited 2009 Abril]; Available from: <http://www.biotex-eu.com/>.
17. Taylor, L. *Optics Highlights*. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://www.ece.umd.edu/~taylor/optics2.htm>.
18. Thorp, E.O., *The Invention of the First Wearable Computer*.
19. *Peter Henlein*. [cited 2009 Abril]; Available from: http://en.wikipedia.org/wiki/Peter_Henlein.
20. *The Museum of HP Calculators*. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://www.hpmuseum.org/hp01.htm>.
21. *Sony History*. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://www.sony.net/Fun/SH/1-18/h2.html>.
22. MIT. *A brief history of wearable computing*. [cited; Available from: <http://www.media.mit.edu/wearables/lizzy/timeline.html>.
23. *SmartShirt System*. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://www.sensatex.com>.
24. Motorola. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: http://www.motorola.com/Business/US-EN/Business+Product+and+Services/Mobile+Computers/Wearable+Computers/WT4000_US-EN.

25. Berkeley Robotics and Human Engineering Laboratory. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://bleex.me.berkeley.edu/bleex.htm>.
26. Smith, D., *Smart clothes and wearable technology* AI & Society, 2007. **22**.
27. HondaMotor. *Honda Unveils Experimental Walking Assist Device With Bodyweight Support System*. [cited 2009 Fevereiro]; Available from: <http://www.hondanews.com/categories/1097/releases/4872>.
28. Grossman, P., *The lifeshirt: A multifunctional ambulatory system that monitors health, disease, and medical intervention in the real world*, in *International Workshop on New Generation of Wearable Systems for eHealth*. December 2003. p. 73–80.
29. Hopkin, K. *Fabric Produces Electricity As You Wear It*. [cited 2009 Março]; Scientific American Inc.]. Available from: <http://www.sciam.com/podcast/episode.cfm?id=3E0E600F-F7B2-4F1F-DA377027B8FDC443>.
30. Hanna Lehnkering, A.S., Brigitte Wegner, Renate Siegmund, *Actigraphic Investigations On The Activity-Rest Behavior Of Right- and Left-Handed Students*. Chronobiology International, 2006. **23:3**: p. 593 — 605.
31. Jaime M. Beecroft, M.W., Magdy Younes, Shelley Crombach, Orla Smith, Patrick J. Hanly, *Sleep monitoring in the intensive care unit: comparison of nurse assessment, actigraphy and polysomnography*. Intensive Care Med, 2008. **34**: p. 2076–2083.
32. M. J. Mathie, A.C.C., N.H. Lovell, B.G. Celler, *Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer*. 2003.
33. Wong, W.Y. and M.S. Wong, *Trunk posture monitoring with inertial sensors*. Eur Spine J, 2008. **17**: p. 743–753.
34. *The Actigraph*. [cited 2009 Março]; Available from: <http://www.theactigraph.com>.
35. University, P. *MEMS/Nanoscale Thin Films*. [cited 2009 Abril]; Available from: http://www.princeton.edu/mac/people/faculty/soboyejo/research_group/research/mems/.
36. Aminian, K. and B. Najafi, *Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications*, in *Comp. Anim. Virtual Worlds*. 2004. p. 79–94.
37. Mantyjarvi, J., J. Himberg, and T. Seppanen, *Recognizing Human Motion With Multiple Acceleration Sensors*. 2001.
38. Wee-Soon, Y., Isaac Pek, Yi-Han Yong, Xiang Chen, and Agustinus Borgy Waluyo, *Ambulatory Monitoring of Human Posture and Walking Speed Using Wearable Accelerometer Sensors*, in *30th Annual International IEEE EMBS Conference*. 2008.
39. Pozzo T, B.A., Lefort L., *Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects*. Exp Brain Res, 1990: p. 97–106.
40. Pozzo T, B.A., Lefort L, Vitte E, *Head stabilization during various locomotor tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits*. Exp Brain Res, 1991: p. 208–17.
41. Mercer JA, D.P., Derrick TR, Bates BT, *Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running*. Med Sci Sports Exer, 2003.
42. Mercer JA, B.B., Dufek JS, Hreljak A., *Characteristics of shock attenuation during fatigued running*. J Sports Sci, 2003.
43. Hamill J, D.T., Holt KG, *Shock attenuation and stride frequency during running*. Hum Mov Sci, 1995.
44. Helliwell PS, S.J., Wright V, *Shock absorption by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis*. Proc Inst Mech Eng, 1989.
45. Kavanagh JJ, B.R., Morrison S, *The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking*. Exp Brain Res, 2006.
46. Jasiewicz JM, A.J., Middleton JW, Barriskill A, Condie P, Purcell B, *Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals*. Gait Posture, 2006.

47. Dean M. Karantonis, M.R.N., Merryn Mathie, Nigel H. Lovell, Branko G. Celler, *Implementation of a Real-Time Human Movement Classifier Using a Triaxial Accelerometer for Ambulatory Monitoring*. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 2006. **10**: p. 156-167.
48. F. Foerster, J.F., *Motion pattern and posture: Correctly assessed by calibrated accelerometers*, in *Behav. Res.Meth. Instrum. Comput.* 2000. p. 450–457.
49. K. Aminian, P.R., E. E. Buchser, B. Rutschmann, D. Hayoz, M. Depairon, *Physical activity monitoring based on accelerometry: Validation and comparison with video observation*. Med. Biol. Eng. Comput., 1999. **37**: p. 304–308.
50. P. H. Veltink, H.B.B., W. de Vries, W. L. Martens, R. C. van Lummel, *Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers*. IEEE Trans. Rehabil. Eng, 1996. **4**: p. 375–385.
51. J. M. Winters, Y.W., J. M. Winters, *Wearable sensors and telerehabilitation*. IEEE Eng. Med. Biol. Mag, 2003. **22**: p. 56–65.
52. K. Kiani, C.J.S., E. S. Gelsema, *Computerized analysis of daily lifemotor activity for ambulatory monitoring*. Technol.Health Care, 1997. **5**: p. 307–318.
53. Mathie, M.J., Lovell, N.H., Coster, A.C.F., Celler, B.G., *Determining Activity Using a Triaxial Accelerometer*, in *24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society*. 2002, Engineering in Medicine and Biology. p. 2481- 2482.
54. Maarit Kangas, A.K., Per Lindgren, Ilkka Winblad, Timo Jamsa, *Comparison of low-complexity fall detection algorithms for body attached accelerometers*. Gait & Posture, 2008.
55. Reyna, R., et al., *Human Fall Detection Using 3-Axis Accelerometer*. Freescale Semiconductor Reference Manual, 2005.
56. Antonsson, E.K. and R.W. Mann, *The frequency content of gait*. J. Biomech., 1985. **18**: p. 39-47.
57. Carlijn V. C. Bouten, K.T.M.K., Maarten Verduin, Rens Kodde, and Jan D. Janssen, *A Triaxial Accelerometer and Portable Data Processing Unit for the Assessment of Daily Physical Activity*. IEEE Transactions on Biomedicam Engineering, 1997. **44**.
58. Merryn J Mathie, A.C.F.C., Nigel H Lovell, Branko G Celler1, *Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement*, in *Physiological Measurement*. 2004.
59. Mathie, M.J., *Monitoring and Interpreting Human Movement Patterns Using a Triaxial Accelerometer*. 2003, Univ. New South Wales: Sydney, Australia.
60. Murray, D.M., *Integration of Accelerometer Data: Filter Analysis and Design Using Riccati Solutions*. Transactions on Automatic Cntrol, 1987.
61. Eus van Someren, B.V., Wim Thijssen, Johannes Speelman, Peter Schuurman, Majid Mirmiran, and Dick Swaab, *A New Actigraph for Long-Term Registration of the Duration and Intensity of Tremor and Movement*, in *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1998.
62. Laerhoven, K.V. and A.K. Aronsen, *Memorizing What You Did Last Week: Towards Detailed Actigraphy With A Wearable Sensor*, in *27th International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*. 2007.
63. Ruth E. Mayagoitia, J.C.L., Peter H. Veltink, Hermie Hermens, *Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer*. Gait and Posture, 2002. **16**: p. 55–59.
64. J.Pärkkä, M.E., K.Antila, M.van Gils, A.Mänttari, H.Nieminen, *Estimating Intensity of Physical Activity: A Comparison of Wearable Accelerometer and Gyro Sensors and 3 Sensor Locations*. Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007.
65. N. Noury, A.F., P. Rumeau, A.K. Bourke, G. Ó Laighin, V. Rialle, J.E. Lundy, *Fall detection – Principles and Methods*. 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2007.
66. Seon-Woo Lee, K.M., *Activity and Location Recognition Using Wearable Sensors*. PERVASIVEcomputing, 2002.

67. Claro, P., *Sistema de Posicionamento Local Baseado em Redes Wi-Fi*, in *Departamento de Electrónica e Telecomunicações*. 2006, Universidade de Aveiro.
68. Roy Want, A.H., Veronica Falcão and Jonathan Gibbons, *The Active Badge Location System*. ACM Transactions on Information Systems 1992. **10**: p. 91 - 102
69. *Active Badges—The Next Generation*. [cited 2009 Abril]; Available from: <http://www.linuxjournal.com/article/3047>.
70. *The Cricket Indoor Location System website*. [cited 2009 Abril]; Available from: <http://cricket.csail.mit.edu/>.
71. A. Ward, A.J., and A. Hopper, *A new location technique for the active office*. IEEE Personal Communications, 1997. **4(5)**: p. 42–47.
72. Priyantha, N.B., A. Chakraborty, and H. Balakrishnan, *The Cricket Location-Support System*, in *6th ACM International Conference on Mobile Computing and Networking*. 2000.
73. Lanzl, J.W.a.C., *Designing a positioning system for finding things and people indoors*, in *IEEE Spectrum*. September 1998. p. 71–78.
74. Hightower, J., *SpotON: An indoor 3D location sensing technology based on RF signal strength*. Technical Report UW CSE 00-02-02, Department of Computer Science and Engineering, University of Washington, Seattle, 2000.
75. Orr, R., *The Smart Floor: a Mechanism for Natural User Identification and Tracking*. Human Factors in Computing Systems, 2000.
76. Gaetano Borriello, A.L., Tony Offer, Christopher Palistrant, Richard Sharp, *WALRUS: Wireless Acoustic Location with Room-Level Resolution using Ultrasound*. 2005.
77. Padmanabhan, P.B.a.V.N., *RADAR: An In-Building RF-based User Location and Tracking System*.
78. Rodriguez, M., *Location-Aware Access to Hospital*. IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine, 2004.
79. Cisco Systems, I., *Wi-Fi Location-Based Services 4.1 Design Guide*. 2008.
80. Trindade, A.M.G. and F.A.d.S. Inácio, *Sistema de localização em redes IEEE 802.11*, in *Escola Superior de Tecnologia de Beja*. 2006, Instituto Politécnico de Beja.
81. FreescaleSemiconductor, *Implementing Auto-Zero Calibration Technique for Accelerometers*, in *AN3447*. 03/2007.
82. FreescaleSemiconductor, *MMA7360L Technical Data*. 2007.
83. Crossbow, *XMesh User's Manual*. March 2007.
84. Levis, P., *TinyOS/nesc Programming Reference Manual*. 2006, Crossbow.
85. Crossbow, *IRIS WIRELESS MEASUREMENT SYSTEM Datasheet*.
86. Crossbow, *MPR-MIB Users Manual*. June 2007.
87. Crossbow, *MTS/MDA Sensor Board Users Manual*. June 2007.
88. Crossbow, *MoteConfig User's Manual*. November 2006.
89. Crossbow, *MoteView Users Manual*. May 2007.
90. Crossbow, *XServe Users Manual*. March 2007.