

UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA

---

# Monitorização Remota de Pacientes em Ambulatório

**Paulo Rui Pires Gonçalves**  
**Porto, 30 de Dezembro de 2008**



**UNIVERSIDADE FERNANDO PESSOA**

**MONITORIZAÇÃO REMOTA DE PACIENTES EM  
AMBULATÓRIO**

**Paulo Rui Pires Gonçalves**

**Porto, 30 de Dezembro de 2008**

**Paulo Rui Pires Gonçalves**

# **Monitorização Remota de Pacientes em Ambulatório**

**Orientador: Professor Dr. Pedro Miguel Alves Sobral**

**Co-orientador: Professor Dr. José Manuel Torres**

Dissertação apresentada à Universidade Fernando Pessoa como parte dos requisitos para  
obtenção do grau de Mestre em Computação Móvel.

## **Resumo:**

A humanidade enfrenta actualmente várias dificuldades inerentes a uma sociedade cada vez mais envelhecida, como por exemplo, uma maior predominância de doenças crónicas e problemas associados, tais como, dificuldades de mobilidade, possibilidades de quedas, etc. O internamento hospitalar ou clínico tradicionais não se afiguram como a resposta mais eficiente tanto em termos humanos, como também terapêuticos ou económicos. Em alternativa, o tratamento ambulatório e os cuidados de saúde na residência do paciente estão a assumir-se como preponderantes sendo vistos como soluções preferenciais. No entanto, o ambiente típico dos lares não é o adequado nem está preparado para acompanhar e assistir nos cuidados de saúde dos idosos e/ou das pessoas com limitações, temporárias ou permanentes. Para superar algumas destas questões, este trabalho propõe uma solução de hardware sem fios e de baixo custo baseada num microcontrolador com vários sensores (temperatura, oxímetro, acelerómetro de 3 eixos), que permite monitorizar vários parâmetros fisiológicos (por exemplo, temperatura, batimento cardíaco, etc.) e inferir a ocorrência de actividades humanas (por exemplo, parado em pé, a andar, em queda, etc.) de pessoas confinadas à sua habitação. Uma plataforma semelhante com sensores de temperatura e luminosidade foi criada para monitorizar o ambiente habitacional. Os dados recolhidos são pré-processados no dispositivo sensor e, em seguida, transmitidos sem fios para uma *Gateway* ligada ao servidor do sistema que permite o registo da actividade do paciente, a sua condição de saúde, assim como as condições habitacionais. Finalmente, os profissionais de saúde podem aceder a uma aplicação Web para a visualização e análise estatística de informação referente ao paciente e à sua habitação.

## **Abstract:**

The humanity is currently facing the difficulties of an aged society with an ever-growing predominance of chronic diseases and associated problems (e.g., mobility issues, possibility of falls, etc.). Traditional hospital or clinical internment is not an efficient answer both in terms of human, therapeutic or economical aspects. Alternatively, ambulatory and home healthcare are becoming preferred and predominant solutions. However, the typical home environment is not suited nor prepared for monitoring and helping to take care of elderly and/or disabled people. To overcome some of these issues, this paper proposes a wireless low cost hardware solution based on a microcontroller with several sensors (e.g., temperature, oxymeter, 3-axis accelerometer) which allows monitoring several physiological parameters (e.g., temperature, heart bit, etc.) and infer human activities (e.g., standing, walking, falling, etc.) of home confined people. A similar platform with ambient temperature and light sensors was also created for monitoring the home environment. The collected data is pre-processed on the sensor nodes and then transmitted to a wireless gateway allowing the backend system to log the patient activity, his health condition as well as the living surroundings. Finally, a web application is provided to healthcare professionals for viewing, analyzing and statistically operating this information, thus empowering homecare.

## **Resumen:**

En la actualidad la Humanidad se enfrenta con las dificultades de una sociedad con edades cada vez más grandes, con predominancia de enfermedades crónicas y los problemas asociados (por ejemplo, la movilidad, la posibilidad de ocurriren caídas, etc.) Para el hospital tradicional el internamiento clínico nos es una solución eficiente tanto en lo que respecta a recursos humanos como en los aspectos terapéuticos o económicos. En alternativa, el ambulatorio y los cuidados de salud en la residencia del paciente siguen progresando e se tornando las soluciones preferidas. La limitación es que el ambiente tradicional de un lar no es adecuado ni está preparado para asistir y ayudar en los cuidados de salud de las personas mayores y / o de las personas con deficiencia. Con el objetivo de superar algunas cuestiones, con este trabajo se propone hacer un sistema sin cables de bajo coste con una solución de hardware basada en un microcontrolador con varios sensores (Temperatura, oxímetro, acelerómetro de 3d), que va permitir la monitorización de los varios parámetros fisiológicos (por ejemplo, temperatura, batimiento cardíaco, etc.) y inferir las actividades humanas (por ejemplo, de pie, caminando, caer, etc.) de personas confinadas a su habitación. Una plataforma semejante con sensores de temperatura y luminosidad se ha concebido para monitorización del ambiente residencial. Los datos recogidos son pre- procesados en el nodo sensor y, en seguida, transmitidos sin cables a una Gateway conectada al *backend* del sistema que va a permitir el registro de la actividad del enfermo, su condición de salud, así como las condiciones de la habitación. Al final, los profesionales de salud poden acceder a una aplicación Web para la visualización y análisis estadística de la información del enfermo y su habitación.

Aos meus orientadores, oficiais e não oficiais, Professor Dr. Pedro Miguel Alves Sobral, Professor Dr. José Manuel Torres e Professor Dr. Rui Silva Moreira, um agradecimento especial por todo esforço e dedicação que demonstraram durante a elaboração deste trabalho.

Ao Professor Dr. Álvaro Manuel Rei da Rocha, um agradecimento pelo seu papel na divulgação deste trabalho.

Ao Filipe Valpereiro da INMOTION, um agradecimento por toda a ajuda na configuração do hardware.

Aos meus pais Acácio Augusto Gonçalves e Maria de Fátima Pires Gonçalves e ao meu irmão Ricardo Jorge Pires Gonçalves por toda a paciência demonstrada durante a elaboração deste trabalho.

À minha namorada Cristina Maria Amendoeira Morais, por toda ajuda que me prestou durante a elaboração desta dissertação e fase de testes do sistema.

À minha família, amigos e professores que contribuíram para a minha formação académica e pessoal.

## *Índice*

1.	Introdução.....	1
1.1	Objectivos.....	3
1.2	Estrutura do documento.....	4
2.	Estado da Arte .....	6
2.1	Redes de sensores sem fios.....	6
2.1.1	Características para redes de sensores.....	7
2.1.2	Meio Físico.....	11
2.1.3	Software para redes de sensores.....	21
2.1.4	Aplicações para redes de sensores sem fios.....	26
3.	Sistema de Monitorização .....	39
3.1	Estrutura do sistema .....	39
3.1.1	Levantamento e análise de requisitos.....	41
3.2	Arquitectura do sistema .....	42
3.2.1	Sensores.....	45
3.2.2	Dispositivos sensores .....	48
3.3	Dados recolhidos, processamento e análise.....	52
3.3.1	Sensor de temperatura .....	52
3.3.2	Sensor de luminosidade.....	53
3.3.3	Acelerómetro.....	53
3.4	Gateway e transmissão de dados .....	57
3.5	Implementação e visualização .....	58
4.	Avaliação de resultados obtidos .....	62
4.1	Comparação entre sistemas .....	64
5.	Conclusão .....	67
5.1	Trabalho futuro .....	68
6.	Bibliografia.....	70

## *Índice de figuras*

Figura 1 - Estrutura de um dispositivo sensor (Blumenthal J. 2003) .....	12
Figura 2 - Diagrama de blocos e imagem do MICAz.....	13
Figura 3 - Imagem do ScatterNode.....	14
Figura 4 - imagem do IPSensor Node .....	14
Figura 5 - Imagem da plataforma Arduino WEE (Sparkfun 2008) .....	15
Figura 6 - Modulo XBee.....	15
Figura 7 - Estrutura geral do sistema.....	39
Figura 8 - Arquitectura do sistema de monitorização.....	43
Figura 9 - Esquema de ligação para o sensor de temperatura DS18B20.....	45
Figura 10 - Esquema de ligação para o acelerómetro.....	46
Figura 11 - Esquema de ligação do LDR ( <i>Light Dependent Resistor</i> ). .....	47
Figura 12 - Esquema para ligação do oxímetro. ....	47
Figura 13 - Esquema de ligação para o MaxStream XBee Pro. ....	48
Figura 14 - Esquema de construção do dispositivo corporal com todos os componentes. ....	49
Figura 15 - Dispositivo corporal: a) rádio XBee pró; b) acelerómetro de 3 eixos; c) arduino WEE; d) sensor de temperatura. ....	49
Figura 16 - Colocação correcta do dispositivo corporal. ....	50
Figura 17 - Esquema de construção do dispositivo ambiental com todos os componentes. ....	51
Figura 18 - Dispositivo ambiental: a) sensor de luminosidade; b) arduino WEE; c) sensor digital de temperatura. ....	51
Figura 19 - Gateway XBee pro USB .....	52
Figura 20 - Diagrama de fluxo de dados para o algoritmo de identificação de actividades. ....	56
Figura 21 - Estrutura de mensagens de transmissão de dados.....	57
Figura 22 - Exemplo da aplicação para a listagem de pacientes.....	59
Figura 23 - Visualização do histórico do paciente.....	60
Figura 24 - Visualização dos dados em tempo real. ....	60
Figura 25 - Dados do acelerómetro para a actividade "andar". ....	62

Figura 26 - Gráfico referente a uma queda a ocorrer entre a posição 33 e 43, após a posição 43 o sujeito fica deitado de barriga.....	63
Figura 27 - Gráfico referente à actividade de pé. ....	63

## *Índice de tabelas*

Tabela 1 - Especificações dos vários dispositivos sensores .....	16
Tabela 2 - Exemplos de sensores de temperatura .....	17
Tabela 3 - Exemplos de sensores de luminosidade.....	17
Tabela 4 - Exemplos de acelerómetros .....	18
Tabela 5 - Sensor para pressão barométrica. ....	18
Tabela 6 - Sensor de ultra som.....	19
Tabela 7 - Níveis de abstracção do TinyOS. ....	22
Tabela 8 - Quadro de requisitos .....	42
Tabela 9 - Valores máximos e mínimos para os valores VAI de cada actividade....	55
Tabela 10 - Características dos sujeitos de teste.....	62
Tabela 11 - Identificação de actividades realizadas pelos sujeitos de testes. ....	64
Tabela 12 - Comparação em termos de recursos de hardware utilizados pelos sistemas de monitorização. ....	65

## ***1. Introdução***

Com o aumento da esperança média de vida, o segmento da população com idade igual ou superior a 65 anos, apresenta a taxa de crescimento mais rápida do mundo. Segundo as projecções do relatório EUROSTAT(Giannakouris 2008), a idade média da população europeia irá crescer de 40,4 anos em 2008 para 47,9 anos em 2060. Projecta-se que o número de pessoas com 65 anos ou mais, no total da população, irá aumentar de 17% para 30%, e esse crescimento será de 84.6 milhões em 2008 para 151.5 milhões em 2060. Mas este não é um problema exclusivo da Europa, uma vez que, segundo o gabinete de censos norte-americano, em 2000 a população com mais de 65 anos atingiu já os 35 milhões, e previa-se que este número aumentasse para 70 milhões até ao ano de 2030 (U.S. Census Bureau 2000).

Actualmente, nos países desenvolvidos, os sistemas públicos de saúde estão já sob uma grande pressão e em breve, não serão eficientes o suficiente para fornecer um serviço de saúde fiável para esta população envelhecida (Venkatasubramanian 2005).

Os anos recentes trouxeram várias inovações e desenvolvimentos de larga escala no campo dos sensores, reduzindo o tamanho, o custo e baixando o consumo energético. Proliferaram os dispositivos que têm a capacidade de comunicar através de canais sem fios e podem também fazer algum processamento dos dados recolhidos de forma limitada (Venkatasubramanian 2005). Surgem assim as Redes de Sensores Sem Fios (RSSF), que constituem uma tecnologia emergente, em que pequenos dispositivos denominados dispositivo sensor são utilizados com intuito de monitorizar áreas de difícil acesso, tais como oceanos, desertos, vulcões, florestas, áreas industriais etc. Os sensores reunidos formam uma rede sem fios de recolha de dados, processam localmente as informações e enviam os dados resultantes de sensor para sensor até atingir o destino (Intanagonwiwat 2000). As RSSF têm uma tendência natural para serem autónomas, logo é exigido um alto grau de cooperação entre os dispositivos. A cooperação entre eles poderá ser tão simples como o encaminhamento de pacotes entre dispositivos e complexa como a partilha de processamento. Os vários dispositivos podem cooperar entre eles de forma a realizarem tarefas que necessitem de um enorme poder computacional.

Com a evolução do hardware e do software dos computadores surge um novo paradigma, onde os computadores irão sentir, calcular e agir, com ou sem interacção humana, de acordo com as circunstâncias. Esta mudança de paradigma tornou-se possível pelo enorme aumento da capacidade computacional à medida que passamos, numa primeira fase, dos mainframes (um computador, muitas pessoas) para os computadores pessoais (um computador, uma pessoa) e posteriormente para a computação ubíqua (muitos computadores, uma pessoa). É comum encontrar uma pessoa a utilizar um PC, um telemóvel, um PDA e um leitor de media portátil, mesmo que cada um deles seja controlado de forma individual. Com a evolução da computação ubíqua, os computadores irão tornar-se mais numerosos e menos visíveis; vão ser integrados no nosso dia-a-dia sem que nos apercebamos da sua existência (Jurik 2008).

Tendo em conta o cenário traçado e o alto custo das instituições de saúde e dos cuidados permanentes a pessoas com limitações, justifica-se cada vez mais o aparecimento de soluções de monitorização de ambientes, e de pacientes (nomeadamente através de sensores biométricos) que se revelem eficazes e pouco dispendiosas. Estes sensores permitem monitorizar de forma simples e sem custos elevados um dado ambiente. Com esta monitorização é possível auxiliar pessoas com limitações a ultrapassar as barreiras que lhes são impostas pelo dia a dia. Este estudo irá tentar determinar em que medida e de que forma é possível fornecer esse auxílio tirando partido dos dados recolhidos pelos sensores. Com esta necessidade crescente surge um novo mercado para a criação deste tipo de soluções.

O paradigma da computação ubíqua representa uma grande oportunidade no contexto das aplicações médicas. A integração de equipamentos electrónicos com capacidade sensorial vai permitir cada vez mais a monitorização permanente das pessoas. Um dos benefícios mais importantes será a redução dos custos com os cuidados de saúde, através da monitorização constante e dum acompanhamento mais estreito por parte da equipa médica, na relação entre o médico e o paciente. A monitorização constante irá aumentar a taxa de detecção precoce de quadros clínicos adversos em pacientes de risco, salvando potencialmente mais vidas e/ou aumentando a esperança de vida (Chris R. Baker, Artin Der Minassians et al. 2007).

## ***1.1 Objectivos***

O principal objectivo deste trabalho foi criar um sistema de monitorização de pacientes em ambulatório, fiável, de fácil utilização e de baixo custo. Desta forma será possível permitir que os sistemas de saúde actuais funcionem de forma segura e sem um aumento significativo em termos de encargos financeiros para as instituições de saúde.

Existem vários parâmetros a ter em conta para a monitorização de pacientes. Os parâmetros biométricos do paciente como a temperatura corporal e o ritmo cardíaco são muito importantes e devem ser determinados. Estes parâmetros por si só podem não ser suficientes para tirar ilações acerca do estado de saúde do paciente. A actividade realizada é uma forma de complementar os dados biométricos. Por exemplo, é natural que o ritmo cardíaco suba quando o paciente está a executar uma actividade de grande esforço. Caso o paciente esteja em repouso e o seu ritmo cardíaco aumente deve ser gerado um sinal de alerta. Este tipo de dado pode alterar-se a cada momento logo será necessária uma monitorização em tempo real.

A monitorização da actividade do paciente, para além de ser correlacionado com os dados biométricos, pode também permitir a identificação de situações de queda. Este caso é particularmente importante para os idosos, que frequentemente vivem sozinhos, ficando incapazes de reagir no caso de sofrerem uma queda. Com a identificação da queda é possível enviar um aviso para um familiar ou responsável do idoso. Tudo isto ira permitir ao idoso viver sozinho em sua casa durante mais tempo sem perder qualidade de vida. Esta monitorização pode ser também importante na recuperação dos pacientes em ambulatório. Por exemplo pacientes com insuficiência cardíaca devem ter a sua actividade monitorizada, pois é aconselhável um mínimo de actividade diária para a sua recuperação.

O paciente por vezes tem dificuldade em descrever os sintomas que sente, e com a distância temporal entre consultas alguns podem ser esquecidos. O sistema deve permitir ao paciente reportar os sintomas em tempo real para que o profissional de saúde os possa relacionar com os dados recolhidos pelos sensores.

O ambiente habitacional do paciente é um factor importante na sua recuperação e rotina. Saber as condições de temperatura e luminosidade pode ser relevante para o diagnóstico e acompanhamento da recuperação. A monitorização do ambiente fornece

um contexto importante quando relacionado com os dados biométricos. Por exemplo um ambiente extremamente quente pode alterar a temperatura corporal, o que pode induzir em erro o profissional de saúde. Com o conhecimento das condições de saúde será possível verificar se um paciente é mais activo de dia ou de noite e até saber se recebe exposição solar diária suficiente.

Todos os dados recolhidos devem ser de fácil acesso e visualização para que o profissional de saúde consiga relacionar toda a informação recebida de forma simples e formular um diagnóstico ou alterações no tratamento.

O sistema deve também respeitar todas as características definidas e analisadas, durante o estudo do estado da arte, para sistemas de monitorização de pacientes.

## ***1.2 Estrutura do documento***

O restante documento está dividido em quatro capítulos, nomeadamente, o estado da arte, o desenvolvimento do trabalho, a avaliação dos resultados obtidos e por último as conclusões obtidas.

Na secção do estado da Arte está contemplada a revisão bibliográfica efectuada para o enquadramento do problema. Onde se pretende identificar as tecnologias existentes, os requisitos necessários para a criação de um sistema de monitorização assim como outros sistemas de monitorização já desenvolvidos.

Na secção de desenvolvimento é descrito todo o processo de levantamento de requisitos, a construção dos dispositivos, as características dos sensores escolhidos, o tratamento dos dados recolhidos pelos sensores e a sua visualização. A construção dos dispositivos é descrita em detalhe, especificando a forma de ligação de cada um dos sensores utilizados. É descrito o algoritmo utilizado para a detecção de quedas e a fórmula matemática utilizada para a identificação de um padrão nos dados reportados pelo acelerómetro. A visualização dos dados e forma de acesso é descrita em detalhe nesta secção.

Na secção de avaliação de resultados obtidos, são apresentados todos os testes feitos ao sistema e seus resultados, assim como a comparação com outros sistemas existentes descritos na secção do estado da arte.

Na secção de conclusões são descritos os resultados obtidos, os objectivos cumpridos, a fiabilidade do sistema e as suas limitações. O trabalho futuro a desenvolver também estará contemplado nesta secção.

## ***2. Estado da Arte***

Esta secção procura fazer todo o enquadramento teórico sobre as redes de sensores sem fios e sobre as soluções actuais utilizadas na monitorização remota e ambulatória de pacientes.

### ***2.1 Redes de sensores sem fios***

Um sistema inteligente depende, em grande parte, das percepções obtidas do mundo real com base em mecanismos sensoriais. Em grande medida, essa recolha é efectuada através da utilização de sensores. Uma rede de sensores é formada por um conjunto destes dispositivos, que funcionam como os nós da rede, possuem os sensores necessários ao seu funcionamento, dependendo da função desejada, e encerram a electrónica responsável pelo processamento e comunicação dos dados. Ao conjunto de sensores, processador, bateria e rádio dá-se normalmente o nome de “mote”, no entanto nesta tese vamos usar o termo “dispositivo sensor”. Estes dispositivos, devido às suas características físicas, têm a grande vantagem de poderem ser espalhados em áreas de difícil acesso (Blumenthal J. 2003) e de serem utilizados em ambientes ubíquos e móveis.

Os dados sensoriais são normalmente recolhidos por múltiplos dispositivos sensores, de diferentes modalidades, em locais distribuídos. Assim, são vários os desafios que se colocam às redes ou sistemas de sensores, nomeadamente:

- Detecção de quantidades físicas relevantes.
- Monitorização e recolha de dados.
- Acesso e avaliação da informação.
- Usabilidade da apresentação e visualização da informação.
- Desempenho de funções de alarme e tomada de decisão.

A informação necessária para a criação de um ambiente inteligente pode ser recolhida com recurso a um sistema ou uma rede de sensores sem fios distribuída, responsável não só por sentir o ambiente mas também pelo primeiro estágio na hierarquia de processamento (Lewis 2005).

Os sistemas ou as redes de sensores são a chave para recolher a informação necessária à criação de um ambiente inteligente, seja em edifícios, na indústria ou

noutras áreas de aplicação. Por exemplo, nas recentes medidas tomadas contra o terrorismo, foram utilizadas redes de sensores sem fios distribuídas para monitorizar o território inimigo. Neste tipo de aplicações, utilizar cabos é por norma impraticável, a rede de sensores sem fios pode ser implantada recorrendo a aeronaves e tem a capacidade de se auto organizar. Uma rede de sensores deve permitir a sua rápida e simples instalação, assim como uma manutenção reduzida (Lewis 2005).

Os avanços recentes nos sistemas MEMS (micro electromecânicos) e nas tecnologias de comunicação sem fios, tornaram possível, numa perspectiva pragmática, a implantação em larga escala de sistemas e redes de sensores de baixo consumo e baixo custo. Esta abordagem trás vantagens em relação aos métodos sensoriais tradicionais, nomeadamente na possibilidade de implementação em larga escala e também na implantação densa (não apenas estende a cobertura espacial e alcança uma maior resolução, mas também aumenta a tolerância a falhas e a robustez do sistema).

A natureza ubíqua do sistema e a visão de implantação/distribuição não estruturada, torna esta solução ainda mais atractiva em aplicações militares ou outras aplicações com um certo risco físico associado, como a monitorização de habitats e observação ambiental (Xu 2003).

### ***2.1.1 Características para redes de sensores***

As funções desejadas para os dispositivos sensores incluem:

- Facilidade de instalação,
- Auto identificação,
- Auto diagnóstico,
- Fiabilidade,
- Sensibilidade ao tempo para coordenação com outros dispositivos sensores,
- Algumas funções de software,
- Protocolos de comunicação e controlo normalizados.

Para facilitar a compatibilidade entre equipamentos, em 1993 o IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers ) e o NIST ( National Institute of Standards and Technology ) começaram a trabalhar na criação de uma norma para redes de sensores

inteligentes. Esses esforços resultaram na norma IEEE 1451. O objectivo desta norma é promover o desenvolvimento, por parte de diferentes fabricantes, de sensores inteligentes e compatíveis (Blumenthal J. 2003).

Um sensor inteligente pode fornecer funções adicionais, para além das necessárias à geração de uma representação correcta da quantidade medida/sentida. Nessas funções podem estar incluídas o condicionamento e processamento de sinal assim como funções de tomada de decisão. Os objectivos para os sensores inteligentes incluem mover a inteligência para mais perto do ponto de medida, tornando a integração do sistema de sensores distribuído mais fácil e eficiente em termos de custo (Lewis 2005).

Para além das tarefas específicas de um dispositivo sensor, toda a rede requer uma adaptação aos requisitos dinâmicos do sistema. O foco de desenvolvimento muda do resultado de um único dispositivo sensor para o resultado acumulado de toda a rede.

É possível identificar os seguintes requisitos para redes de sensores:

- Ser auto organizável;
- Permitir o processamento cooperativo de tarefas, pois conduz a resultados mais precisos e abre outras áreas de aplicação;
- Incluir algoritmos e protocolos desenhados para optimizar o consumo energético.
- Usar mecanismos de segurança que se adaptem às condições do ambiente.

Um bom exemplo de utilização para os sensores inteligentes são as aplicações sensíveis ao contexto. A aplicação *sensível ao contexto* é aquela que adapta o seu comportamento a um ambiente em constante mudança. A actual geração de dispositivos interactivos e de rede apadrinham uma larga classe de aplicações de computação ubíqua (Rajgarhia 2003). Existem vários exemplos de aplicações sensíveis ao contexto, um deles é os “*construction-kit computers*”, estes constroem-se automaticamente ao organizarem um conjunto de componentes próximos de forma a actuarem como um dispositivo mais complexo. Outro exemplo são os “*walk-through videophones*”, que de

forma automática escolhem *streams* de um conjunto de câmaras para manterem contacto visual do utilizador, mesmo que este se mova (Harter 2002).

Por norma uma aplicação deste tipo necessita de ter conhecimento sobre a localização dos utilizadores e equipamento mas também das capacidades do equipamento e infraestrutura de rede. Harter et al descreve uma plataforma para aplicações *sensíveis ao contexto* baseada em cinco componentes principais:

- Sistema de localização (de grão-fino), usado para localizar e identificar objectos.
- Modelo de dados detalhado, para descrever as entidades essenciais do mundo real envolvidas em aplicações móveis.
- Sistema de objectos distribuídos persistente, que apresenta o modelo de dados de forma acessível às aplicações. Representa um modelo do “Mundo” altamente detalhado.
- Monitores de recursos, a correr nos equipamentos de rede para comunicarem a informação acerca do estado do equipamento para um repositório centralizado. Permite que as aplicações ajustem o comportamento de forma a acomodar as capacidades do sistema e os padrões de uso.
- Serviço de monitorização espacial, para permitir a existência de aplicações cientes da localização baseadas em eventos.

Esta plataforma apresenta um modelo robusto, escalável e acima de tudo utilizável de forma simples, por várias aplicações (Harter 2002).

### ***Auto organização e configuração de rede***

Uma rede de comunicação é composta por dispositivos sensores, cada um dos quais tem poder computacional e pode transmitir e receber mensagens através de canais de comunicação, com ou sem fios. O número elevado de dispositivos sensores nas redes de sensores requer soluções sofisticadas para a organização automática da rede, pois um arranque manual efectuado pelo administrador é praticamente impossível. O software do dispositivo sensor tem que configurar de forma automática uma rede infra-

estruturada e operacional através da sua interacção com os dispositivos vizinhos (Blumenthal J. 2003).

Para as redes auto organizadas a sensibilidade ao contexto é importante. Para um dispositivo sensor operar correctamente necessita conhecer o contexto do sistema. O contexto pode mudar frequentemente devido à mobilidade dos dispositivos, logo é necessário ter em conta mecanismos de actualização (Blumenthal J. 2003).

Para as redes auto-organizadas a sensibilidade ao contexto é importante. Para um dispositivo sensor operar correctamente necessita conhecer o contexto do sistema. O contexto pode mudar frequentemente devido à mobilidade dos dispositivos, logo é necessário ter em conta mecanismos de actualização (Blumenthal J. 2003).

Todos os dispositivos da topologia em estrela estão ligados a um único nó central. O dispositivo hub necessita de uma maior capacidade para processar um grande número de mensagens, proceder ao seu encaminhamento e efectuar tomada de decisões. Se um canal de comunicação for cortado, apenas afecta um dispositivo. No entanto se o dispositivo hub for incapacitado a rede é destruída (Lewis 2005) até nova eleição de um novo dispositivo hub.

### ***Manutenção da rede***

Desenvolver software para as redes de sensores sem fios requer novos paradigmas de programação e tecnologia. Os princípios convencionais de programação na sua maior parte não são aplicáveis devido à topologia dinâmica de rede e à necessidade de cooperação de processamento nas redes de sensores. A comunicação na rede de sensores deve ser baseada em eventos (Römer 2002).

O endereçamento nas redes de sensores sem fios difere da abordagem das redes cabladas. Para as redes de sensores o endereçamento através de ID ou IP não é favorável pois a sua distribuição aleatória e a sua constante mobilidade impede a atribuição de uma morada de um dispositivo a uma posição de medida específica. Para aplicações sensíveis à localização, deve ser usado um mecanismo de endereçamento chamado de *attribute-based-naming* (Rentalá 2001). Este tipo de endereçamento requer a posição do dispositivo sensor e o seu contexto. Por exemplo: “Qual a temperatura na posição (x,y)?”.

### ***Algoritmos de cooperação***

Uma das grandes vantagens das redes de sensores sem fios é a possibilidade de implementar algoritmos cooperativos. Uma das aplicações potenciais para este tipo de algoritmos é a redução do tráfego na rede através da agregação e processamento dos dados. Para uma aplicação de sensores não é importante se a agregação dos dados é efectuada no dispositivo sensor que os recolhe ou num dispositivo sensor vizinho. A transmissão para o depósito de dados deve ser minimizada pois por norma o depósito de dados encontra-se a grande distância (Blumenthal J. 2003).

### ***Gestão de energia***

Com o aumento da utilização de redes ad hoc de sensores distribuídos geograficamente em ambientes de localização remota, existe a preocupação de aumentar o tempo de vida dos dispositivos sensores através da geração, conservação e gestão de energia (Lewis 2005).

Os dispositivos sensores são alimentados por uma bateria, por norma são demasiado pequenos ou em demasiado número para a substituição ou recarga das baterias. Os microcontroladores usados nos dispositivos sensores, por norma, dispõem de mecanismos economizadores de energia. Um deles é o *Dynamic Power Management* (DPM) (Benini 1998). O DPM desliga os componentes de hardware que não estão a ser utilizados e usa um escalonamento por relógio.

O sistema operativo para um dispositivo sensor deve ter também em conta o consumo energético, terá de implementar um escalonador de tarefas de baixo consumo, e seleccionar protocolos de comunicação que reduzam o consumo energético.

### ***Segurança***

A segurança é um factor de extrema importância, no entanto devido ao prazo limite estipulado para a elaboração da dissertação este assunto não foi abordado.

#### ***2.1.2 Meio Físico.***

Um dispositivo sensor combina a capacidade sensorial com a capacidade de processamento e a capacidade de comunicação (Blumenthal J. 2003). O objectivo principal dos fabricantes de dispositivos sensores é incluírem todas estas características

num único chip. Por princípio também é possível o controlo de um ou mais actuadores. O desenvolvimento dos dispositivos sensores é influenciado pelos seguintes factores:

- Complexidade crescente dos micro-chips.
- Tecnologia de redes sem fios de alto desempenho.
- Combinação de processamento de sinal digital com aquisição de dados sensoriais.
- Avanços no desenvolvimento de sistemas micro electromecânicos (MEMS)
- Disponibilidade de ferramentas de alto desempenho.

A figura seguinte mostra a estrutura de um dispositivo sensor.

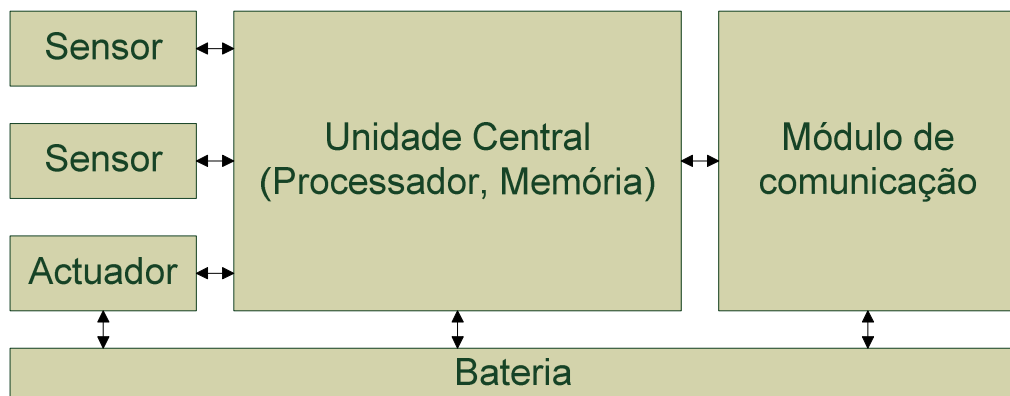


Figura 1 - Estrutura de um dispositivo sensor (Blumenthal J. 2003)

Outra das características que é importante salientar é o uso inteligente da energia. Este factor é importante para maximizar o tempo de vida útil dos dispositivos de rede. Os campos de aplicação dos dispositivos sensores são determinados pelas seguintes características (Blumenthal J. 2003):

- Desempenho do micro-controlador,
- Alcance da transmissão,
- Sensibilidade do rádio,
- Consumo energético,
- Peso,
- Tamanho.

### ***Tipos de Dispositivos sensores***

Existem no mercado vários fabricantes de dispositivos sensores. Alguns dos mais utilizados são os seguintes:

- **Crossbow:** Os dispositivos sensores da Crossbow são constituídos por um microcontrolador, uma memória flash e um módulo de 2.4GHz. Este tipo de dispositivo permite a implementação de uma rede de sensores sem fios de baixo consumo (Crossbow 2008). Foram desenhados especificamente para redes de sensores profundamente embebidas. Para comunicação utilizam um rádio de alto débito (250kbps) que opera na banda de 2.4GHz e utiliza a norma IEEE 802.25.4. Qualquer dos dispositivos possui a capacidade de funcionar como router de rede e possui um conector de expansão para sensores de Luz, temperatura, humidade relativa (RH), Pressão barométrica, Aceleração, magnético entre outros. Um dos modelos mais populares deste fabricante é o MICAz cuja figura seguinte representa.

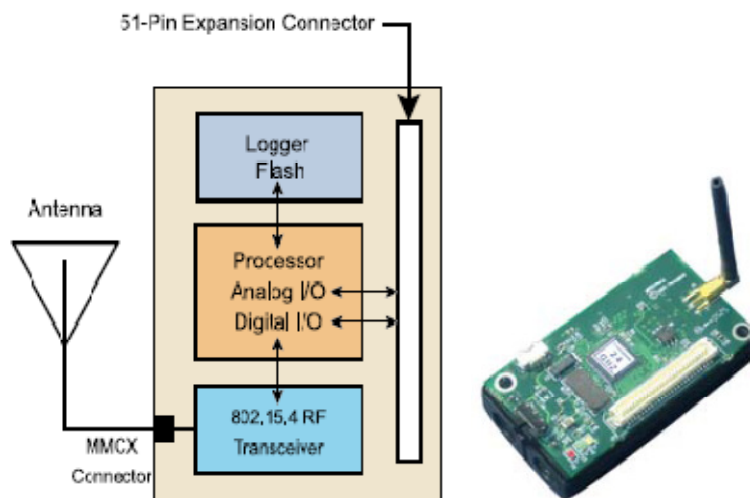


Figura 2 - Diagrama de blocos e imagem do MICAz

- **ScatterWeb:** O modelo mais popular deste fabricante é o ScatterNode. Este dispositivo é o módulo central para a construção de redes de sensores de larga escala. É totalmente modular e fornece I/O (Input/Output) analógico e digital para integração com uma ampla gama de sensores. O ScatterNode possui modos de alta poupança de energia, relógio de software em tempo real e uma EEROM de 512 kBytes para log das aplicações. Como fonte de

alimentação utiliza duas pilhas AA (Scatterweb 2008). A seguinte figura representa o ScatterNode.

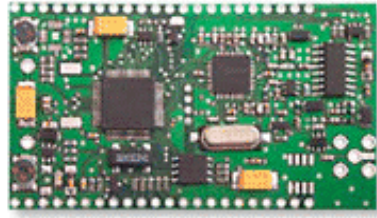


Figura 3 - Imagem do ScatterNode

- **ARCH ROCK:** A ARSHROCK apresenta o IPsensor Node como o seu dispositivo sensor. Tem capacidade de comunicação (IEEE 802.14.4), com sensores integrados, de temperatura, luminosidade, e humidade. Suporta a interacção com outros sensores através de portas de expansão (ARCH ROCK 2008).



Figura 4 - imagem do IPsensor Node

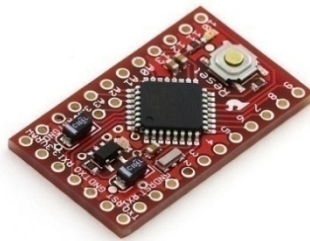
Para além destes sensores existem outras possibilidades para a criação de redes de sensores, uma destas soluções é a utilização da plataforma Arduino.

### **Arduino**

O Arduino é uma plataforma de prototipagem *open-source*, baseada em software e hardware de fácil utilização. Pode sentir o ambiente ao receber inputs de uma grande variedade de sensores, assim como afectar o meio envolvente através do controlo de

luzes, motores e de outros actuadores. O microcontrolador é programado através da placa Arduino e com recurso à linguagem de programação Arduino, linguagem esta baseada em C/C++ (Arduino 2008).

Com base nesta plataforma surge o Arduino Wee fabricado pela Sparkfun (Sparkfun 2008). O Wee possui um microcontrolador ATmega168 a 8MHz, opera a baixa voltagem (3,3 V) e tem várias portas de expansão tanto digitais como analógicas.



**Figura 5 - Imagem da plataforma Arduino WEE (Sparkfun 2008)**

Por si só a plataforma Arduino só tem capacidade de comunicação através da porta série, mas pode ser estendido com uma grande quantidade de módulos de comunicação. Um desses exemplos é o módulo XBee, que permite comunicação Zigbee (IEEE 802.15.4).



**Figura 6 - Módulo XBee**

**Análise comparativa entre motes**

As características dos motes previamente descritos encontram-se na tabela seguinte:

**Tabela 1 - Especificações dos vários dispositivos sensores**

Características	Sensor Nodes					Arduino
	Crossbow			ScatterWeb	ARCH ROCK	
	IRIS	MICAz	MICA2	ScaterNode	IPSensorNode	
Microcontrolador	Atmel Atmega 1281	Atmel Atmega 128L	Atmel Atmega 128L	N/D	N/D	Atmel ATmega 168
Faixa de frequências	2,4GHz banda ISM	2,4GHz banda ISM	868-870; 902-928 MHz	868 MHZ	2,4GHz banda ISM	2,4GHz banda ISM (1)
Rádio	RF230 ATMEL	TI CC2420	TI CC1000	N/D	TI MSP430	N/D (1)
Flash série	512kB	512kB	512kB	512kB	48kB + 128kB	16kB
RAM	8K bytes	4K bytes	4K bytes	N/D	10K bytes	1K byte

N/D - Não divulgado.

(1) - Referente a módulo Xbee

Pela análise da tabela é possível verificar que apesar de serem construídos por diferentes fabricantes os dispositivos sensores da Crossbow, ScatterWeb e Arch Rock, apresentam praticamente as mesmas características, com pequenas diferenças principalmente a nível da memória RAM, e no caso do MICA2 e do ScatterNode, na frequência de comunicação. O Arduino encontra-se separado dos restantes dispositivos pois como é uma placa de prototipagem de hardware não se encaixa totalmente na categoria de dispositivo sensor. De todos os equipamentos presentes na tabela, o Arduino é aquele que apresenta características mais modestas, não permitindo, por si só, satisfazer todos os requisitos das redes de sensores.

**Tipos de sensores**

Um sensor é um dispositivo que mede uma quantidade física e a converte num sinal que pode ser lido pelo utilizador.

Existem vários tipos de sensores, nomeadamente térmicos, electromagnéticos, mecânicos, químicos, acústicos, movimento, orientação e distância. Para o âmbito deste projecto os sensores mais importantes a considerar serão:

- *Temperatura*

Tabela 2 - Exemplos de sensores de temperatura

<b>LM35 – Sensor de temperatura de precisão</b>
O LM35 é um sensor de temperatura analógico calibrado para graus centígrados. A sua voltagem de saída é linearmente proporcional à temperatura em graus centígrados. Possui uma precisão de 0,5°C a +25°C, e tem um intervalo de leitura de -55°C a +150°C (National Semiconductor Corporation 2008).
<b>DALLAS DS18B20-PAR 1- wire Parasite-Power digital thermometer</b>
O DS18B20-PAR é um sensor digital de temperatura, tem uma precisão de $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ para um intervalo de temperaturas de $-10^{\circ}\text{C}$ a $+85^{\circ}\text{C}$ . Mede temperaturas num intervalo de $-55^{\circ}\text{C}$ a $+100^{\circ}\text{C}$ com uma resolução de 9 a 12 Bit definida pelo utilizador. Converte a temperatura para uma palavra digital de 12 Bit em 750 milissegundos (Maxim 2003).

- *Luminosidade*

Tabela 3 - Exemplos de sensores de luminosidade.

<b>TEMT6000X01- Ambient Light Sensor</b>
O TEMT6000X01 é um sensor de luz ambiente analógico, a sua sensibilidade à luz visível é muito semelhante à do olho humano (VISHAY 2007).
<b>LDR - light dependent resistor</b>
O LDR é um componente eléctrico cuja resistência varia consoante a sua exposição à luz visível. O LDR converte luz em valores de resistência, a sua resistência diminui quando a quantidade de luz é muito alta, e aumenta quando é muito baixa.

- *Actividade (acelerómetro)*

Tabela 4 - Exemplos de acelerómetros

<b>MMA7260QT – acelerómetro de três eixos</b>
<p>O MMA7260QT é um acelerómetro analógico de três eixos, permite a selecção da escala de medida, <math>\pm 1,5g-6g</math>, através de dois pinos digitais. Tem três saídas analógicas, uma para cada eixo, e suporta a função <i>sleep</i> através de um pino digital. Permite medir a aceleração de um ponto de forma tridimensional, ou seja em três eixos (Freescale Semiconductor 2005).</p>
<b>ADXL202E - <math>\pm 2g</math> acelerómetro de dois eixos</b>
<p>O ADXL202E é um acelerómetro digital de dois eixos, com uma escala de medida de <math>\pm 2g</math>. Consegue medir aceleração dinâmica (vibração) e estática (gravidade). Pode ter um valor de saída analógico ou digital. No caso do sinal digital o ciclo de trabalho é proporcional à aceleração, desta forma os valores de saída podem ser lidos sem recorrer a um conversor de analógico/ digital (Analog Devices 2000).</p>

- *Pressão barométrica*

Tabela 5 - Sensor para pressão barométrica.

<b>SCP1000 -ABSOLUTE PRESSURE SENSOR</b>
<p>O SCP1000-D11 é um sensor digital de pressão barométrica com um intervalo de medição de 30kPa a 120kPa. Utiliza uma saída digital I<sup>2</sup>C e tem uma resolução de 1,5Pa. Possui quatro modos de medida de acordo com o consumo energético (VTI Technologies Oy 2008).</p>

- **Proximidade (Ultra som)**

Tabela 6 - Sensor de ultra som

<b>LV-MaxSonar – EZ4 <i>High Performance Sonar Range Finder</i></b>
O LV-EZ4 é um sensor de proximidade, de baixo custo, que permite uma saída analógica e uma saída série digital. Detecta objectos de 0 a 6,45 metros e permite leituras a cada 50 milissegundos com baixo consumo energético (MaxBotix 2007).

### ***Tecnologias de comunicação sem fios***

Na sua grande maioria as redes de sensores sem fios utilizam para comunicação a tecnologia ZigBee (IEEE 802.15.4).

### ***Zigbee***

O Zigbee é um conjunto de protocolos de comunicação concebido para rádios digitais de tamanho reduzido e baixa potência (ZigBee 2008). Foi concebida para ser mais simples e mais barata do que as outras WPAN's já existentes, tais como o Bluetooth. Um dispositivo ZigBee complexo requer apenas 10% do software necessário para implementar o mesmo dispositivo mas usando a tecnologia Bluetooth, enquanto os mais simples necessitam de apenas 2% de “*software design*” (ZigBee 2008).

O Zigbee apresenta inúmeras vantagens, nomeadamente, permite a implementação de redes sem fios fiáveis com baixa complexidade e a baixos custos e pode ficar activo durante muitos anos com um custo de bateria muito reduzido para aplicações de monitorização.

É possível elaborar a seguinte lista de razões para a escolha do Zigbee como tecnologia de comunicação, o facto de ser fiável e auto-suficiente, suportar um grande

número de dispositivos, ser de fácil distribuição, ser seguro, ter baixo consumo energético, ser de baixo custo e o facto de poder ser usado globalmente.

O ZigBee está direccionado para aplicações que requerem pouca largura de banda de transmissão e baixo consumo de energia. Actualmente é desenvolvido para dispositivos de controlo industrial, dispositivos médicos, alarmes de fumo e detecção de movimento e automação de edifícios. O ZigBee usa a norma IEEE 802.15.4 Low-Rate Wireless Personal Area Network (WPAN). O protocolo de acesso utilizado é o “*Carrier Sense Multiple Access/Collision Avoidance*” (CSMA/CA), ou seja, os dispositivos verificam se os outros estão a transmitir antes de iniciarem a comunicação para evitarem colisão de pacotes.

É possível organizar em rede Zigbee em diferentes topologias, nomeadamente em Estrela (*star*), Ponto-a-ponto (*peer-to-peer*) ou Malha (*mesh*).

Existem três tipos de dispositivos Zigbee, o “*ZigBee coordinator*” (ZC), o “*ZigBee Router*” (ZR) e o “*ZigBee End Device*”. (ZED):

- “*ZigBee coordinator*” (ZC): É o dispositivo mais capaz, é o dispositivo raiz da rede e pode servir de ponte para outras redes; é capaz de armazenar informação sobre toda a rede; só pode existir um coordenador em cada rede.
- “*ZigBee Router*” (ZR): router intermediário na comunicação entre os outros dispositivos.
- “*ZigBee End Device*” (ZED): Apenas tem capacidade para comunicar com o router ou com o coordenador. Não tem capacidade para encaminhar informação vinda de outros dispositivos, esta relação permite-lhe estar a dormir durante longos períodos de tempo, o que lhe confere uma vida de bateria longa. É o dispositivo que requer menos memória para funcionar e por isso o menos dispendioso em termos de fabricação.

### ***Bluetooth***

A tecnologia bluetooth surge como um padrão para as comunicações sem fios de baixo custo, curto alcance e com o objectivo de ligar vários tipos de periféricos de comunicação. Visa facilitar as transmissões em tempo real de voz e dados, permite ligar

qualquer tipo de aparelhos electrónicos, fixos ou móveis, que estejam de acordo com a tecnologia de forma simples automática e sem fios.

Trabalha numa frequência de 2.4Ghz, tendo a sua faixa ISM, um total de 79 canais com um espaçamento de 1Mhz. Permite a ligação de 8 dispositivos sendo um deles o *master* e os restantes *slaves*, formando uma *piconet*. É possível aumentar o número de dispositivos ligados combinando várias *piconetes*, formando uma rede com o nome de *scatternet*. No bluetooth não existe diferença entre estações base e terminais e não se implementa qualquer infra-estrutura. Com um alcance de cerca de 10 metros o bluetooth pode ser utilizado para ligar vários dispositivos que se encontrem num espaço pequeno (Bluetooth SIG 2008).

### **2.1.3 Software para redes de sensores**

Para desenvolver software para redes de sensores é desejável usar uma Framework baseada em componentes. Os componentes fornecem a funcionalidade de um único dispositivo sensor, dos vários dispositivos sensores e de toda a rede de sensores. De acordo com estes componentes as aplicações são classificadas como *Sensor application*, *node application* e *network application* (Blumenthal J. 2003).

*Sensor application*: contém as leituras do sensor e o armazenamento local dos dados. Fornece as funções básicas iniciais para o funcionamento do sensor, estes podem ser usados pela *node application* (Blumenthal J. 2003).

*Node application*: contém todas as tarefas e funções específicas que permitem construir e manter a rede (routing, descobrir serviços, etc) (Blumenthal J. 2003).

*Sensor network application*: descreve as tarefas principais e serviços necessários de toda a rede sem atribuir qualquer tarefa ou serviço a um dispositivo específico (Blumenthal J. 2003).

Já existem soluções para sistemas embebidos, que suportam arquitecturas de serviços e clientes de contexto. Existem algumas abordagens de sistemas operativos criados a pensar nas redes de sensores, alguns deles são o TinyOs, o Contiki e o BertOS.

### **Sistema operativo para redes de Sensores**

- ***TinyOS***

Um dos sistemas operativos mais utilizados e suportados por vários dispositivos mencionados (à excepção do Arduino) na secção de Tipos de dispositivos sensores, é o TinyOS.

O TinyOS teve a sua primeira versão no ano 2001, foi então melhorado em cinco anos de experiência da comunidade, totalmente reescrito, e surge em 2006 a versão 2.0. A versão TinyOS 2.0 simplifica e aumenta o suporte de várias plataformas, apresenta um maior nível de abstracção, assim como melhorias substanciais a nível da robustez e fiabilidade do sistema. O TinyOS pode ser definido como uma Framework de programação para redes de sensores com um conjunto de componentes que permite construir um sistema operativo específico para cada aplicação (TinyOS 2008).

O TinyOS apresenta uma hierarquia de três níveis de abstracção HAA (*Hardware Abstraction Architecture*)(TinyOS 2008):

**Tabela 7 - Níveis de abstracção do TinyOS.**

<b>HPL (<i>Hardware Presentation Layer</i>)</b>
Esta camada apresenta os <i>pins</i> I/O ou os <i>registers</i> como interfaces nesC e não possui variáveis.
<b>HAL (<i>Hardware Abstraction Layer</i>)</b>
É construída em cima do HPL e fornece um maior nível de abstracção mais simples de utilizar do que o HPL, fornecendo a funcionalidade total do hardware.
<b>HIL (<i>Hardware Independent Layer</i>)</b>
É construída em cima do HAL e fornece uma abstracção independente do hardware. O HIL por norma não fornece todas as funcionalidades que o HAL fornece. Os componentes HIL representam abstracções que as aplicações podem usar e compilar em várias plataformas.

Com o TinyOS surge também o nesC (*Networked Embedded Systems C*), o nesC é uma extensão da linguagem de programação C desenhada para incorporar os conceitos estruturais e os modelos de execução do TinyOS. O TinyOS 2.0 é totalmente escrito em nesC 1.2.

O nesC 1.2 introduz o conceito de genérico, o que permite ao TinyOS ter estruturas de dados reutilizáveis, como vectores ou filas. Desta forma um programa instancia um componente de serviço que fornece a interface necessária (Brewer 2008).

O TinyOS apresenta uma política FIFO não preferencial, ou seja, todas as tarefas têm o seu próprio *slot* reservado na fila de tarefas. As tarefas só podem ser inseridas uma vez e a sua inserção só falha se já tiver sido inserida anteriormente.

Se um componente necessitar de inserir uma tarefa múltiplas vezes, terá de criar uma variável de estado interna, para quando a tarefa executar se inserir a si própria, desta forma este tipo de abordagem simplifica o código dos componentes, pois não tem que recuperar de inserções falhadas.

Existe ainda a possibilidade de as aplicações substituírem o escalonador (*Scheduler*). Isto permite que os programadores tentem novas políticas de escalonador baseadas em prioridade ou em *deadline* (TinyOS 2008).

Dependendo da plataforma é possível utilizar um temporizador com granularidade de 32khz ou milissegundos. O sistema pode fornecer um ou dois temporizadores de alta precisão que disparam de forma assíncrona. É possível os componentes questionarem os seus temporizadores sobre o tempo em falta para dispararem, assim como arrancar os temporizadores no futuro (TinyOS 2008).

No TinyOS a sequência de arranque só inicializa os componentes, após inicializar o *Scheduler*, hardware e software, sinaliza o evento *Boot.booted*. A componente de aplicação de alto nível após a sinalização de *Boot.booted* inicia todos os serviços consequentemente.

- *Contiki*

O Contiki é um sistema operativo *open source*, altamente portátil e de multi-tarefa, para redes de sistemas embebidos com limitações a nível de memória. Uma configuração típica do Contiki necessita de 2Kb de RAM e 40Kb de ROM. As aplicações, são carregadas e descarregadas dinamicamente em *runtime*, em cima de um kernel baseado em eventos. A memória, tanto ROM como RAM, é reservada quando o módulo é carregado (Contiki 2008).

O kernel do Contiki é mínimo, permite multiplexagem do CPU e carregamento dos programas, todas as outras abstrações são criadas através de bibliotecas específicas. Abrange o “*main loop*” do sistema Contiki, e é responsável por chamar os serviços quando um evento ocorre ou quando não ocorre nenhum evento. Todos os serviços são carregados em cima do kernel. Existe uma biblioteca de relógio, que faz a interface entre o relógio do sistema operativo e o relógio da plataforma de hardware.

O kernel, os drivers de comunicação, bibliotecas e partes da linguagem de *runtime* (biblioteca C) estão sempre presentes em memória. As aplicações, alguns drivers, que necessitem de ser substituídos, e alguns serviços são carregados em *runtime*.

Uma das características do Contiki é a utilização de *protothreads*. Os processos usam *protothreads* que em cima do kernel, fornecem um estilo de programação semelhante às threads. Um *protothread* pode parecer uma thread mas internamente é totalmente baseado em eventos. Não tem qualquer variável local e a thread é invocada em resposta a um evento (Por exemplo: Evento do sensor, temporizador, comunicação, etc.). Enquanto uma thread tradicional necessita de uma *stack* por thread, um *protothread* partilha uma única *stack* por todas as threads. Apesar desta abordagem, o Contiki também suporta threads reais na forma de uma biblioteca, isto permite que sistemas mais poderosos retirem vantagem da programação com threads.

O Contiki possui dois *stacks* de comunicação, o uIP e o Rime. O uIP é compatível com o *stack* TCP/IP o que permite ao Contiki comunicação através da Internet. Para implementar o uIP apenas são necessários 5Kb de código e 2Kb de RAM, no entanto na sua versão mais modesta pode correr com apenas 3Kb de código e 128 bytes de RAM. O Rime é um *stack* de comunicação leve desenvolvido para rádios de baixa potência. Fornece uma grande quantidade de primitivas e protocolos de comunicação. As aplicações podem escolher se usam um ou outro protocolo, os dois em simultâneo ou

nenhum deles. O uIP pode correr em cima do Rime, assim como o Rime corre em cima do uIP.

O carregamento dinâmico dos programas permite uma maior flexibilidade na reprogramação das redes de sensores sem fios. Este carregamento pode ser feito sem fios ou através de qualquer outra fonte, como uma EEPROM. É muito mais rápido que a actualização do *firmware* via cabo, pois o programa é em média 1 a 10% mais pequeno do que toda a imagem do sistema. Esta é a solução ideal para reprogramar redes de sensores sem fios já implementadas no terreno.

Os temporizadores fornecem uma forma de gerar eventos cronometrados. O temporizador de evento irá inserir um evento no processo, que agendou esse evento, logo que o temporizador expire. Qualquer acesso à estrutura “temporizador” é feito através de um ponteiro para o temporizador de evento declarado.

A interface para o sistema de ficheiros Contiki (CFS) define uma API abstracta para a leitura de directorias e escrita e leitura de ficheiros. A API CFS foi criada através da simplificação da API para ficheiros POSIX.

- ***BertOS***

O BertOS é um sistema operativo em tempo real desenvolvido para a criação de aplicações para sistemas embebidos. Nasceu como uma colecção de bibliotecas altamente optimizadas e afinadas para sistemas embebidos. Cada biblioteca tem o seu próprio objectivo, e pode ser utilizada de forma singular ou em um projecto (BeRTOS 2008).

Tem uma estrutura modular, os seus componentes podem ser usados em ambientes muito diferentes, desde um processador de 8 bit a uma aplicação hospedada em Linux ou win32. Assente nesta estrutura foi criado um sistema operativo simples sem prejudicar a fiabilidade e o desempenho.

O BertOS apresenta as seguintes características:

- Um Kernel multi-tarefa com semáforos e níveis de prioridade,

- Um conjunto de drivers genéricos, compatíveis com um grande número de dispositivos, facilmente alterado para suportar dispositivos mais recentes,
- Subsistema gráfico para ecrãs simples,
- Consola simples para linha de comandos;
- Gerador de entropia e de números aleatórios, otimizado para sistemas embebidos,
- Funções de CRC e hashing.

### ***Análise comparativa entre os sistemas operativos apresentados***

Os sistemas operativos analisados de um modo geral apresentam características bastante semelhantes, no entanto é possível apresentar algumas diferenças. No caso do TinyOS não existe qualquer suporte para sistema de ficheiros, algo que é garantido no caso do Contiki. Com a utilização de *protothreads* o Contiki permite um sistema multi-tarefa e multi-thread. As duas características que melhor poderão distinguir o Contiki dos demais sistemas operativos são, a sua *stack* de comunicação dupla com suporte TCP/IP e a possibilidade de carregar programas em tempo real sem a necessidade de reprogramação de todo o dispositivo. O Contiki é o sistema operativo mais aconselhado para dispositivos mais modestos em termos de performance. O BertOS sendo o sistema mais recente de todos os apresentados, apresenta algumas características interessantes, que o poderão tornar uma escolha acertada para o futuro. É possível referir o conjunto de drivers genéricos, que permitem o suporte de hardware mais recente, e o seu Kernel multi-tarefa com semáforos e níveis de prioridade como pontos fortes deste sistema.

#### ***2.1.4 Aplicações para redes de sensores sem fios.***

Apesar da pesquisa sobre redes de sensores ser inicialmente conduzida tendo em vista aplicações militares, como vigilância do campo de batalha e monitorização do inimigo, existem cada vez mais organizações civis interessadas na utilização desta tecnologia. É possível identificar algumas das principais aplicações civis (Xu 2003):

- Monitorização do habitat,
- Observação do ambiente,
- Monitorização meteorológica,
- Monitorização de pacientes,
- Monitorização de edifícios (Domótica).

Um bom exemplo de uma aplicação que recorre a redes de sensores é a “Smart Kindergarten”, que constrói uma rede de sensores sem fios para utilizar em instituições de educação de infância (Srivastava 2001), para a monitorização em tempo real de crianças.

A área médica é aquela onde existe um maior interesse na criação de aplicações com recurso a soluções de redes de sensores sem fios. As aplicações na área da saúde incluem, tele-monitorização dos dados fisiológicos humanos, ou seja, localização e monitorização de profissionais de saúde e pacientes. A ideia de embeber sensores biométricos sem fios dentro do corpo humano é promissora, no entanto existem desafios adicionais, o sistema terá que ser ultra seguro, fiável, blindado do calor do corpo humano e recorrer ao mínimo de manutenção possível. Com mais pesquisa e progressos neste campo é possível atingir uma melhor qualidade de vida com uma redução dos custos médicos (Xu 2003).

#### ***Aplicações médicas sensíveis ao contexto***

Uma das áreas de grande impacto das aplicações *sensíveis ao contexto* é a área médica, nomeadamente a comunicação em hospitais ou instituições de saúde. A gestão de informação num hospital requer colaboração, mobilidade e integração dos dados.

Muñoz et al no seu estudo sobre o IMSS General Hospital revelou quatro elementos contextuais críticos a ter em conta no desenvolvimento de aplicações *sensíveis ao contexto* (Miguel A. Muñoz 2003). Esses elementos são os seguintes:

**Localização** - Local onde os profissionais de saúde se encontram num determinado ponto, determina a informação de que precisam.

**Tempo de entrega** - Troca de informação num hospital tende a ser sensível ao tempo, o que significa que uma mensagem pode ser relevante apenas por um certo período de tempo. No caso de um médico que escreve uma mensagem para ser entregue á enfermeira do próximo turno, a mensagem só deve ser entregue no início do turno e não quando é escrita. O mesmo acontece com os alertas de um dado sintoma. O alerta deve ser dado quando aparece o sintoma e não depois. No caso de mensagens a ser entregues num dado período a determinar, os emissores podem alterar as mensagens até ao seu envio efectivo.

**Perfis de utilizador** - No caso de um hospital o sistema terá que reconhecer papéis, assim como indivíduos em particular. Diversos utilizadores mesmo sem se conhecerem terão que comunicar entre si, cabe ao sistema certificar-se que uma mensagem é entregue à pessoa (que desempenha determinado papel) para que está destinada.

**Localização e estado dos artefactos** - Os profissionais de saúde podem ter necessidade de comunicar directamente com documentos ou dispositivos. Por exemplo um médico poderá querer ver os dados das análises do seu paciente no seu escritório mal estas estejam disponíveis. Através da monitorização de artefactos o sistema pode enviar informação pertinente para os utilizadores.

### ***Aplicações ubíquas para a medicina***

A computação ubíqua integra a computação no ambiente, e é construída através de um número de sensores em miniatura de baixo custo. Num ambiente médico estes sensores podem monitorizar a saúde do cidadão de forma não intrusiva e ambulatória. Os dispositivos de diagnóstico sem fios irão tornar-se mais pequenos, mais baratos e com menos consumo energético, tornando possível a obtenção de informação médica através de sensores embebidos e ingeríveis. O progresso no cálculo da localização permitirá que os sensores comuniquem o local onde se encontram. A evolução nos standards das *tags* de identidade irá permitir a qualquer objecto ter a sua referência global única (Ng 2006).

Uma WWBAN (*Wearable Wireless Body Area Network*) é formada por sensores fisiológicos que monitorizam sinais vitais, sensores ambientais e um sensor de localização para fornecer o estado de saúde ao utilizador de forma instantânea. Os profissionais de saúde podem usar dispositivos móveis como PDA's para aceder à informação de sinais vitais, rever dados do paciente e alterar a sua ficha médica. As formas de monitorização incluem temperatura, ritmo cardíaco, electrocardiograma, respiração, saturação de oxigénio, pressão sanguínea e localização. Com estes sensores podemos monitorizar doenças cardiovasculares, problemas respiratórios, complicações pós-operatórias, doentes em transporte para o hospital, entre outros (Ng 2006).

As principais implicações da computação ubíqua na tele-medicina são (Ng 2006):

- Suporte da mobilidade e a continuidade da monitorização e tratamento médico.
- Capacidade de colocar um grande número de sensores no ambiente habitacional do paciente.
- Melhoria na satisfação do paciente pois permite-lhe um maior controlo e auto gestão do processo de cuidados de saúde.
- Melhoria na qualidade de cuidados de saúde do paciente com a redução de erros médicos através do sistema de alerta em situações específicas
- Acesso remoto a instalações médicas e especialistas médicos.
- Serviços móveis sensíveis ao contexto

A consciência de contexto permite aos dispositivos reagirem de acordo com a informação que dispõem do local onde estão inseridos.

### ***Principais desafios***

Venkatasubramanian et al. (Venkatasubramanian 2005), identificaram os seguintes desafios para a criação de um sistema de monitorização de saúde através da utilização de rede de sensores sem fios:

- **Fiabilidade:** O sistema deve ser tolerante a falhas e deve permitir a sua implementação em diferentes cenários.
- **Recolha de dados a longo prazo:** O sistema deve recolher dados a qualquer momento, e deve responder a pesquisas tanto em tempo real como para um determinado espaço de tempo.
- **Eficiência energética:** Os dispositivos sensores além de serem de tamanho reduzido e não intrusivos, devem consumir o mínimo de energia possível, para que não seja necessária a substituição constante das baterias.
- **Recolha de informação em tempo real:** O sistema deve recolher e disponibilizar informação em tempo real para que possam ser analisadas e caso se detecte alguma anomalia informar imediatamente o profissional de saúde.
- **Informação completa:** A informação recolhida deverá ser a mais completa possível para auxiliar o profissional de saúde a diagnosticar o utilizador.

- **Segurança:** Devido ao conteúdo sensível dos dados deverão ser implementados modelos de segurança para proteger a confidencialidade e integridade dos dados.

A fiabilidade de um sistema médico de monitorização depende da sua capacidade para evitar falhas, para que possa fornecer um serviço contínuo e correcto. A segurança é igualmente importante, a privacidade e integridade deve ser assegurada. Deve também ser robusto de forma a garantir que dados estão a ser guardados e quem tem acesso a eles. Os sensores devem saber quem estão a sentir de forma que a informação recolhida seja atribuída à pessoa correcta (Jurik 2008).

Por exemplo os distúrbios do ritmo cardíaco podem ser detectados antes de acontecerem, e ser usados para prevenir episódios de maior stress cardíaco. Os sensores de ECG podem detectar e emitir um sinal se algum acontecimento adverso acontecer. O sistema *CardioNet* fornece um sistema de monitorização cardíaca remota onde os sinais ECG são transmitidos para um PDA e depois enviados para um servidor central através da rede celular. O standard IEEE 802.15.4 utilizado tem largura de banda suficiente para que a monitorização sensorial seja contínua. Confiar apenas nos dados fisiológicos pode gerar falsas detecções devido a mudanças, como o stress emocional (Lo 2005).

### ***Requisitos para sensores médicos sem fios***

Os requisitos para a fiabilidade, a flexibilidade e a portabilidade tornam as tecnologias sem fios bastante atractivas. A disponibilidade de meios de comunicação, computação ubíqua e aplicações móveis orientadas à Web, dá um enorme impulso à tele-medicina e encoraja o uso de aplicações de monitorização a longo prazo, baseados no paciente. Ao fornecer portabilidade e mobilidade a tele-medicina sem fios pode permitir que o cidadão individual se torne responsável pelos seus próprios cuidados de saúde (Ng 2006).

Após a análise de redes de sensores sem fios para a área médica Virone et al (Virone 2006) identificou os seguintes requisitos para sensores médicos sem fios:

**Portabilidade e não intrusão:** dispositivos pequenos recolhem dados e comunicam sem fios, operam com o mínimo input possível do utilizador. A monitorização é feita no espaço em que vive.

**Facilidade de implantação e escalabilidade:** os dispositivos podem ser implantados em grandes quantidades, com baixa complexidade e baixo custo. Os dispositivos são colocados no espaço onde o sujeito vive e são ligados organizando-se e calibrando-se automaticamente.

**Operação permanente e em tempo real:** os dados fisiológicos e ambientais recolhidos pelos sensores são feitos em tempo real e de forma contínua, permitindo uma resposta em tempo real.

**Reconfiguração e auto-organização:** Os médicos podem alterar a missão da rede sensorial á medida que as necessidades médicas mudam.

**Privacidade dos registos e segurança:** os dados pertencem aos pacientes no entanto os dispositivos sensores podem pertencer ao fornecedor de um serviço. O acesso aos dados deve ser controlado, guardando o registo de todos os acessos. Os dados devem estar sempre disponíveis (Stankovic 2005).

**Acesso baseado em perfis e delegação de direitos em tempo real** - Os médicos podem delegar privilégio de acesso a outros médicos e enfermeiras. Os membros da família do paciente podem monitorizar a qualidade de cuidados de saúde prestados no lar de saúde. O sistema poderá implementar políticas diferentes para diferentes utilizadores, como ler mas não escrever e ver mas não copiar (Stankovic 2005).

**Operação discreta** - hardware discreto é desejável, principalmente para monitorização em casa e lares. Um sistema intrusivo pode não ser tolerado (Stankovic 2005).

Este tipo de sensores devido à sua forma e capacidade de processamento podem desempenhar um papel importante nos sistemas de monitorização de saúde, pois podem ser colocados no corpo do paciente para recolherem de forma contínua e em tempo real dados médicos como (glicose no sangue, ECG). A presença deste tipo de sensores será totalmente não intrusiva comparada com a tecnologia dos nossos dias, pois estas prendem o paciente a um quarto limitando a mobilidade. Um paciente a usar sensores médicos portáteis pode desempenhar a sua vida normal enquanto os sensores recolhem e analisam a sua informação médica (Venkatasubramanian 2005).

Os seguintes exemplos apresentam aplicações existentes para redes de sensores sem fios.

### ***Monitorização ambiental***

Um projecto de redes de sensores sem fios para monitorização de fogos florestais é o *Firebug*. Este sistema recolhe dados em tempo real relativos a fogos florestais, este tipo de dados permite uma análise preditiva do comportamento do fogo. Os dispositivos sensores utilizados neste sistema são programados em TinyOS e auto organizam-se numa rede sem fios para recolher dados em tempo real. Os dispositivos são distribuídos por helicóptero, logo são implantados de forma aleatória, em ambientes onde é provável a ocorrência de fogos florestais. Os dispositivos possuem sensores térmicos, humidade, intensidade da luz, aceleração e GPS, desta forma a informação recolhida pelos sensores pode ser relacionada com um ponto geográfico específico. A informação é enviada para um servidor onde pode ser visualizada, através de uma interface gráfica, toda a informação recolhida (Doolin 2005).

### ***Aplicações na área médica***

A computação proactiva é uma forma de computação ubíqua onde os computadores antecipam as necessidades das pessoas que os rodeiam. Ao criarmos um computador *wearable*, colocamos no corpo computadores e sensores (BAN-Body area Network) que permitem sentir, processar e reportar dados sobre a pessoa que o está a utilizar. Com a junção entre a computação pró-activa e a computação *wearable* podemos enriquecer a qualidade de vida e aumentar a independência dos utilizadores (Jurik 2008).

Um sistema de tratamento em ambulatório inteligente beneficia tanto os fornecedores de cuidados de saúde como os seus pacientes. Para os fornecedores um sistema automático de monitorização liberta o trabalho humano de monitorização física 24 horas sobre 24 horas, os sensores detectam até as alterações mais pequenas dos sinais vitais dos pacientes, alterações essas que podem não ser detectadas por humanos. A notificação dessas alterações pode salvar vidas humanas. Os dados recolhidos pelos sensores podem ser guardados e integrados numa base de dados abrangente de cada paciente (Stankovic 2005). A monitorização médica remota ou a monitorização de “cuidados de saúde” (*Health care*), expande a utilidade da tele-medicina, pois ao monitorizar um paciente com condições crónicas e doenças no seu dia-a-dia é possível

prevenir situações de perigo e emergência e fornecer os cuidados de saúde quando estes são necessários (Jurik 2008).

Conforme a tecnologia fica mais madura, mais aceitação vai tendo, o que leva a crer que a monitorização médica remota se vai tornar um procedimento padrão no futuro, principalmente para o tratamento de doenças como a diabetes e a insuficiência cardíaca (Jurik 2008).

### ***Aplicações e projectos existentes***

Existem algumas aplicações e projectos de monitorização médica de pacientes, no seu artigo Jurik e Alfred descreveram algumas delas (Jurik 2008):

- ***Secure Mobile Computing using Biotelemetrics***

No Projecto *Secure Mobile Computing* o indivíduo usa um dispositivo biométrico na forma de um penso adesivo. O dispositivo consiste num sensor biométrico, um microcontrolador e um rádio. O biosensor detecta um electrocardiograma e retira deste o ritmo cardíaco.

Devido à sua natureza sem fios, a gestão de energia é a principal preocupação. Inicialmente o dispositivo é alimentado por uma bateria, no futuro pretende-se encontrar novas formas de recolher energia com o movimento do corpo.

O dispositivo sensor ECG estabelece a ligação a um dispositivo portátil via Bluetooth. Quando a ligação é estabelecida, o dispositivo móvel recebe os dados referentes ao ritmo cardíaco, analisa-os e opcionalmente mostra um gráfico ECG em tempo real. O dispositivo pode armazenar os dados e transmiti-los através da internet via *webservices*. Neste caso todos os dados recolhidos pelo sensor são encriptados e só depois enviados para o servidor (Weaver 2008).

- ***Code Blue***

O *code blue* é uma rede de sensores sem fios que foi criada com a intenção de assistir os profissionais de saúde no processo de triagem ao monitorizar as vítimas em cenários de emergência ou desastre.

O *code blue* oferece protocolos de descoberta de serviços, Publisher/subscribe routing multilap e uma interface de Query. Os dados recolhidos pelos sensores podem ser usados para o suporte à decisão e realizar uma visão realista do cenário em questão (Moulton 2004).

- ***AMON***

O AMON encapsula vários sensores (pressão sanguínea, oxímetro, ECG, acelerómetro, e temperatura) num dispositivo para usar no pulso, que é ligado directamente a um centro de tele-medicina através de GSM, permitindo assim, se necessário, contacto directo com o paciente (Anliker 2004).

- ***IBM Personal Care Connect***

O IBM PCC é uma plataforma baseada em normas para a interligação entre dispositivos biométricos e sensores. Desta forma é possível recolher, armazenar e tornar os dados, recolhidos por eles, disponíveis. O PCC pretende ser aberto e extensível para que as tecnologias recentes se possam apoiar na arquitectura. O gestor de dispositivos mantém informação sobre Hub's, dispositivos e a sua relação com os pacientes. Um kit embrulha a noção de um paciente, um hub e um conjunto de sensores biométricos customizáveis relevantes para este paciente em particular (IBM 2007).

- ***Smart Medical Home***

A *Smart Medical Home* dá o primeiro passo na criação de um médico em casa automatizado ao desenvolver um consultor médico virtual que interage com os indivíduos no conforto das suas casas, para discutir questões médicas e fornecer conselhos (Rochester 2004).

- ***Alarm Net***

O *Alarmnet* monitoriza continuamente residentes de *assisted-living* e *independent-living*. O sistema integra informação de sensores nas áreas de habitação e dos sensores corporais. Com protocolos cientes do contexto, informados pelos padrões de actividade do indivíduo, cria políticas de alerta e gestão de energia. Os dados podem ser enviados para interfaces do utilizador (Alarmnet 2007).

Chris R baker et al., apresentam alguns exemplos de aplicações médicas para redes de sensores sem fios, de entre os quais podemos destacar, o Sleep Safe e o Fire Line (Chris R. Baker, Artin Der Minassians et al. 2007).

- ***SleepSafe***

A síndrome de morte súbita infantil (SIDS) ataca sem aviso causando a morte inesperada das crianças. Um dos riscos é permitir que a criança durma de barriga para baixo. Uma criança a dormir de barriga para baixo tem 12,9 vezes mais probabilidade de falecer por SIDS. Os médicos avisam normalmente os pais para deitarem os filhos de costas, este facto reduziu a incidência de SIDS por 40%.

Foi construído um protótipo simples chamado *SleepSafe* que detecta a posição de dormir da criança. Alerta os pais quando detecta que a criança está a dormir de barriga para baixo. O sensor consegue detectar se a criança dorme de costas de lado ou de barriga, quando detecta que a criança está de lado ou de barriga os pais são avisados.

É possível também adicionar um sensor de temperatura corporal, este factor também está relacionado com o SIDS.

- ***Fire Line***

Qualquer irregularidade no ritmo cardíaco de um bombeiro pode significar uma falha cardíaca eminente. A detecção destas anomalias imediatamente pode prevenir fatalidades. O *FireLine* é um sistema de monitorização cardíaca sem fios, que pode ser usado para diminuir as fatalidades e ferimentos relacionados com stress, através da monitorização em tempo real do bombeiro.

As medições são transmitidas sem fios do dispositivo na manga da camisa do bombeiro para uma estação base ligada a um computador e monitorizado pelo comandante do incidente. As leituras são gravadas e processadas por um software específico que calcula as batidas por minuto do bombeiro, as batidas correntes, EKG e um gráfico do ritmo cardíaco do bombeiro ao longo do tempo. Estes dados são visualizados através de um GUI desenvolvido em java. Caso os valores saiam dos limites pré estabelecidos um alerta aparecerá no PC ligado á estação base.

Os sistemas apresentados anteriormente demonstram soluções de monitorização de pacientes. Podemos destacar que na sua grande maioria os sistemas se focam inteiramente no paciente a monitorizar. Esta abordagem descarta o ambiente onde os sujeitos de monitorização estão incluídos, não recolhendo dados importantes para auxiliar o profissional de saúde na criação de um diagnóstico ou tratamento. O AlarmNet é o único que apresenta um sistema de monitorização de dados biométricos e outro de monitorização ambiental. Este sistema será de todos o mais viável para monitorização de pacientes em ambulatório.

### ***Reconhecimento de actividade com base em acelerómetros***

Existe um elevado interesse na utilização de sensores para o reconhecimento de actividade humana. Um dos sensores mais utilizado para desempenhar este tipo de função é o acelerómetro.

Um dos projectos empenhados na detecção de quedas, adoptou como abordagem a introdução de um acelerómetro num telefone celular (Zhang 2006). Esta abordagem foi escolhida pois o telefone celular já faz parte do dia-a-dia da população em geral, desta forma não será necessária nenhuma adaptação do utilizador a um novo dispositivo. A comunicação com o servidor é efectuada através do telefone celular, para o pré processamento dos dados é utilizado o algoritmo SVM (*Support Vector Machine*) de uma classe. Para a classificação mais precisa foi usado o algoritmo KFD (*Kernel Fisher Discriminant*) e o algoritmo k-NN (*Nearest Neighbour*). Definiram 6 categorias de teste: 1) Actividades diárias, 2) Baixo risco de queda, 3) Alto risco de queda, 4) Movimentos críticos, 5) Actividades diárias muito intensas e 6) movimentos especiais (e.g. Atirar o telemóvel para o sofá). Após os testes foram recolhidas 1100 amostras de onde 2/3 foram utilizadas para treinar o sistema e as restantes para o testar. Com a utilização do SVM para pré-processamento e do KFD para a classificação o sistema detectava correctamente 93,3% das quedas.

Outro projecto desenvolvido nesta área apresenta uma solução para a detecção de actividade humana com base no modelo oculto de Markov e *wavelet*. Após o sujeito de testes colocar o acelerómetro foram elaboradas várias actividades como andar devagar, andar depressa, ficar de pé etc. Com os dados recolhidos destes testes foram construídos vários modelos ocultos de Markov diferentes. O modelo oculto de Markov é um modelo estatístico onde é possível determinar parâmetros ocultos a partir de parâmetros

observáveis. Dispositivo sensor envia os dados recolhidos pelo acelerómetro para o servidor, onde são processados e a actividade é identificada. A monitorização das actividades pode ser vista em linha em tempo real. Com este tipo de abordagem a taxa de identificação de actividades como “andar” foi de 99,8%, a detecção de quedas ficou abaixo dos 99% (Al-ani 2007).

### ***Aplicações médicas do futuro***

O futuro trará a integração da tecnologia médica especializada com redes sem fios ubíquas. Estas tecnologias irão coexistir com a infra-estrutura existente, reforçando a recolha de dados e a resposta em tempo real. As áreas onde os sistemas médicos futuros mais podem beneficiar das redes de sensores sem fios, são a assistência em casa (*in-home assistance*), lares inteligentes (*smart nursing homes*) e ensaios clínicos (Stankovic 2005).

Sensores não intrusivos *wearable* irão permitir a recolha de grandes quantidades de dados que poderão ser usados nos ensaios clínicos da próxima geração. Os dados serão recolhidos e reportados automaticamente, reduzindo o custo e a inconveniência de visitas regulares ao médico. Portanto é possível a participação de mais participantes com benefício para a investigação de aplicações biológicas, farmacêuticas e médicas (Stankovic 2005).

É possível identificar algumas características e requisitos para uma aplicação médica do futuro, Stankovic et al (Stankovic 2005) identificou as seguintes:

- **Interoperabilidade** - A rede domiciliar deve fornecer interoperabilidade de *middleware* entre dispositivos díspares e suportar uma relação única entre dispositivos, como implantes e o seu controlo exterior.
- **Análise e aquisição de dados em tempo real** - Será essencial processamento e comunicação eficiente. Será necessária ordenação de eventos, *time-stamping*, sincronização e capacidade de resposta rápida em situações de emergência.
- **Fiabilidade e robustez** - Tanto os sensores como outros dispositivos devem operar com fiabilidade suficiente para fornecerem dados de alta confiança adequados para tratamento e diagnóstico médico. Os dispositivos devem ser robustos pois a rede não será mantida num ambiente controlado.

- **Nova arquitectura para os dispositivos sensores** - Para a integração de diferentes tipos de sensores poderá ser necessário criar novas arquitecturas para os dispositivos.
- **Localização de pacientes e objectos** - Podemos considerar três níveis: Simbólico (quarto 136 ou laboratório raio X), Geográfico (coordenadas gps de um paciente em um campus de *assisted living*), relacional (O Dr Marvin está neste momento com o paciente Bob)
- **Comunicação no meio, obstruções e interferências:** Dentro de edifícios existem muitas interferências devido a paredes e outras obstruções o que quebra a correlação entre distância e conectividade.
- **Conservação de energia e colaboração multi-modal:** Capacidade de comunicação sem fios aliada à capacidade computacional limitada requer algoritmos *energy aware*.
- **Gestão de dados Multi-hierárquico:** os dados podem ser agregados e tratados a vários níveis, desde uma simples filtragem, *on body* a uma correlação cruzada. Bases de dados em tempo real embebidas armazenam dados de interesse e permitem que os fornecedores do serviço as consultem.

Stankovic et al (Stankovic 2005), propõem ainda o seguinte *evolução* para as redes de sensores sem fios nos cuidados de saúde em ambulatório:

- Integração com as práticas e tecnologias de saúde existentes.
- Monitorização remota em tempo real e de longo prazo.
- Sensores em miniatura, fáceis de usar e "vestir".
- Assistência para os idosos e pacientes crónicos.

O principal objectivo será estender os cuidados hospitalares à casa do paciente a um custo reduzido. Desta forma permite um melhor acompanhamento do paciente e facilita o diagnóstico. As tarefas em casa podem ser facilitadas através de controlo remoto de dispositivos, lembretes para medicamentos, localização de objectos, e comunicação de emergências.

### 3. Sistema de Monitorização

Nesta secção será descrito todo o trabalho desenvolvido para a criação e implementação do sistema de monitorização de pacientes em ambulatório.

Integrando vários dispositivos, alguns deles para serem usados no corpo do paciente e outros no ambiente onde vive, foi implementado um sistema para monitorização em ambulatório. Os dispositivos sensoriais deverão ser pequenos e fáceis de transportar, com comunicação sem fios e com o mínimo de configuração do utilizador. Deve permitir a monitorização simultânea de vários pacientes, e os dados devem ser recolhidos de forma constante e estar disponíveis em tempo real. Deverá ser possível ver todo o histórico de dados recolhidos a partir da instalação do sistema. O sistema deve permitir alterações de forma simples, para que possa ser reconfigurado no caso de se alterarem as necessidades de monitorização.

#### 3.1 Estrutura do sistema

É possível dividir o sistema em quatro partes, sensores corporais, sensores ambientais, servidor e as interfaces gráficas de utilização.

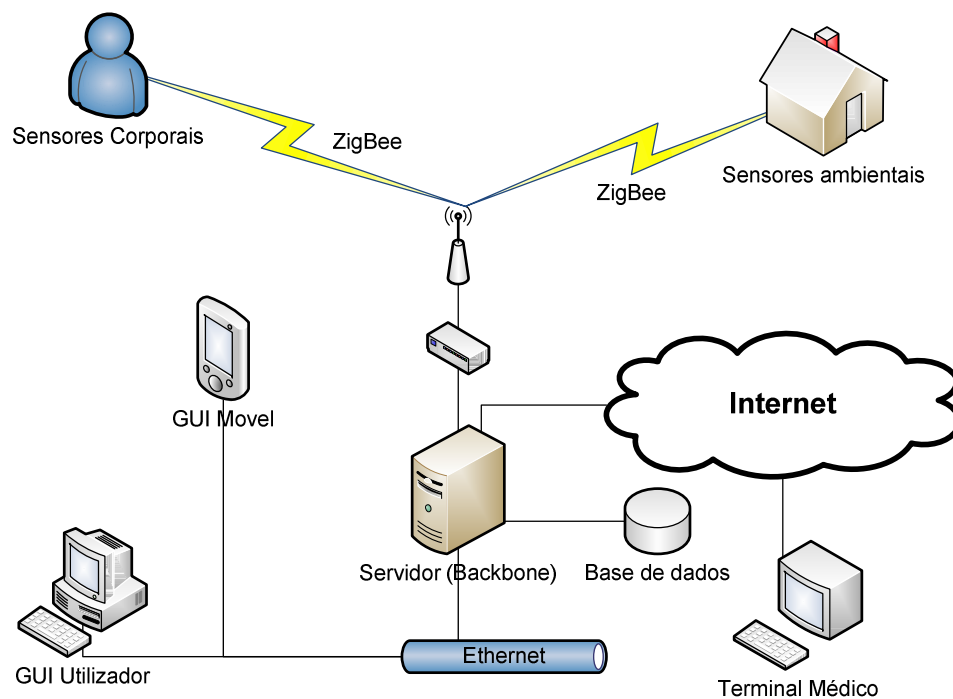


Figura 7 - Estrutura geral do sistema

### *Sensores Corporais*

O utilizador deverá usar no corpo dispositivos sensores sem fios de forma a monitorizar os diversos parâmetros. Serão necessários os seguintes sensores:

- **Batimento cardíaco**, para medição em tempo real de batimentos cardíacos.
- **Temperatura**, para medição em tempo real da temperatura corporal.
- **Acelerómetro**, para identificar a actividade do sujeito. Poderá ser usado para detectar quedas.
- **Oxímetro**, permite medir o nível de oxigenação.

### *Sensores ambientais*

O espaço habitacional utilizado pelo paciente deve possuir os seguintes sensores:

- **Temperatura**, para medir a temperatura ambiente.
- **Luminosidade**, permite identificar a quantidade de luminosidade disponível no ambiente em um dado momento.

A introdução de sensores ambientais fornece um contexto espacial para a associação e análise dos dados recolhidos pelo sistema. Desta forma o profissional de saúde que analisar os dados recolhidos poderá verificar se existe alguma relação entre os sinais recolhidos pelo dispositivo corporal e o ambiente onde o paciente se encontrava. Por exemplo, é possível analisar se a temperatura ambiente está relacionada com a temperatura corporal ou de que forma as oscilações da temperatura corporal podem estar relacionadas com a temperatura ambiente. Pode-se ainda analisar a relação da luminosidade com a temperatura corporal e os batimentos cardíacos, esperando que durante a noite e em repouso tanto a temperatura corporal como os batimentos cardíacos diminuam. O sensor de luminosidade pode ser também utilizado para calcular a exposição solar do sujeito, pois uma exposição solar diminuta pode resultar em carência na produção de vitamina D, o que por sua vez pode levar a uma carência de cálcio.

### *Servidor (Backbone)*

O servidor irá servir de ponte de ligação entre os dados recolhidos pelos sistemas de sensores e os dispositivos clientes (e.g., PDA's ou PC's) usados para consultar os dados. O servidor será responsável pela ligação à base de dados, assim como pelo tratamento

de dados mais complexos. A base de dados utilizada deverá ser dedicada de forma a armazenar todo o histórico de monitorização do utilizador.

### ***Interface gráfica de utilização***

O sistema deverá dispor de pelo menos dois tipos de interfaces gráficas distintas, uma para dispositivos móveis como PDA's e outra para dispositivos como PC's. Em todas as interfaces gráficas deverá ser possível a monitorização em tempo real assim como a visualização do histórico do utilizador.

### ***Comunicação entre sensores***

Para os dispositivos sensores comunicarem entre si deverá ser utilizado o protocolo ZigBee, desta forma é possível que estes comuniquem para a *gateway* de forma fiável e com um custo energético reduzido. A comunicação deve contemplar mecanismos de segurança, para que os dados transmitidos não sejam recolhidos nem alterados por terceiros não autorizados. Devido ao prazo limite estipulado para a elaboração da dissertação os mecanismos de segurança na comunicação não foram abordados.

#### ***3.1.1 Levantamento e análise de requisitos***

Durante a fase de levantamento e análise de requisitos foi possível identificar os seguintes desafios.

- **Fiabilidade:** O sistema deve ser tolerante a falhas e deve permitir a sua implementação em diferentes cenários.
- **Recolha de dados a longo prazo:** O sistema deve recolher dados a qualquer momento, e deve responder a pesquisas tanto em tempo real como para um determinado espaço de tempo.
- **Eficiência energética:** Os dispositivos sensores além de serem de tamanho reduzido e não intrusivos, devem consumir o mínimo de energia possível, para que não seja necessária a substituição constante das baterias.
- **Recolha de informação em tempo real:** O sistema deve recolher e disponibilizar informação em tempo real para que possam ser analisadas e caso se detecte alguma anomalia informar imediatamente o profissional de saúde.

- **Informação completa:** A informação recolhida deverá ser a mais completa possível para auxiliar o profissional de saúde a diagnosticar o utilizador.
- **Segurança:** Devido ao conteúdo sensível dos dados deverão ser implementados modelos de segurança para proteger a confidencialidade e integridade dos dados.

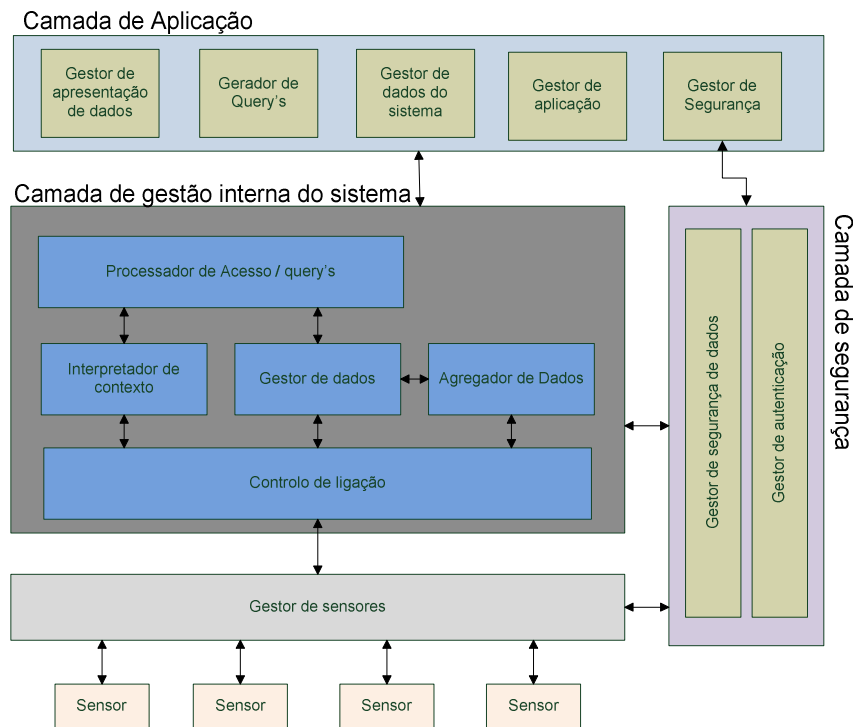
Foi possível definir o seguinte quadro de requisitos:

Tabela 8 - Quadro de requisitos

Quadro de requisitos	
Tipos	Exemplos
Funcionais	F1. O sistema deve recolher os dados vitais do paciente(Batimento cardíaco, Temperatura)
	F2. O sistema deve recolher a actividade do paciente (Andar, correr, etc)
	F3. O sistema deve recolher dados ambientais da casa do paciente (Luz, temperatura)
	F4. O sistema deve reportar aumentos de temperatura do paciente
	F5. O sistema deve detectar quedas do paciente e reporta-las em tempo real
	F6. O sistema deve guardar todos os dados recolhidos respectivos ao paciente(corporal e ambiental)
	F7 Os dispositivos só devem transmitir quando existir mudança dos dados recolhidos
	F8. Deve permitir a visualização dos dados recolhidos de forma simples
Não-funcionais (associados a funcionais)	NF1.1,NF2.1. Devem ser utilizados sensores de temperatura baixo custo
	NF2.2. Deve ser utilizado um acelerómetro para detecção de actividade
	NF2.3. Para detectar luminosidade deve ser utilizado um LDR
	NF4.4,NF5.4. Em caso de alerta deve ser enviada uma sms para um contacto de emergência
	NF8.5. Para visualização deve ser utilizado uma aplicação baseada na internet
Não-funcionais (suplementares)	S1. O sistema de gestão de base de dados deve ser MySQL
	S2. Para a aplicação web deve ser utilizado um servidor web Apache com suporte para PHP
	S3. Para envio de sms deve ser usado um modem GSM
	S4. O dispositivo corporal deve ser leve e de pequena dimensão

### 3.2 *Arquitectura do sistema*

Venkatasubramanian et al. apresentaram uma arquitectura para o sistema *Ayushman* (Venkatasubramanian 2005). Com base neste trabalho foi desenvolvida uma arquitectura por camadas, onde cada camada é constituída por vários serviços. Cada camada comunica com a camada adjacente utilizando interfaces específicas de comunicação. Desta forma é possível a utilização deste sistema por aplicações externas, necessitando apenas de implementar a interface de ligação com a camada desejada.



**Figura 8 - Arquitectura do sistema de monitorização**

- Camada de aplicação

Disponibiliza os serviços responsáveis pelo funcionamento da aplicação e da ligação com as outras camadas do sistema. Um desses serviços é o Gestor de apresentação de dados, que é responsável pelo tratamento e apresentação dos dados de uma forma que façam sentido para o utilizador. A aplicação pode questionar o sistema acerca dos dados armazenados através do gestor de interrogações. Este serviço é o meio de ligação entre a aplicação e o serviço de processamento de acesso /interrogações. O gestor de dados de sistema é responsável pela interpretação de todos os dados do sistema, sejam eles médicos ou não. Para gerir os recursos necessários ao bom funcionamento da aplicação, assim como a integração com outras aplicações é utilizado o gestor de aplicação. A configuração e monitorização da segurança do sistema é da responsabilidade do gestor de segurança. Este serviço é o meio de ligação entre a camada de aplicação e a camada de segurança.

- Camada de gestão interna do sistema

Esta camada disponibiliza os serviços necessários para a gestão interna dos dados. O processador de acesso / interrogações é responsável por satisfazer os pedidos da camada

de aplicação. Pode efectuar algum processamento, dos dados a enviar, caso seja necessário. É o maior responsável pelo acesso da aplicação aos dados armazenados. Os dados fora de contexto não possuem grande valor para o utilizador. O interpretador de contexto é responsável pela contextualização dos dados recolhidos pelos sensores. Tem a capacidade de relacionar os dados recolhidos pelo dispositivo corporal com os dados recolhidos pelo dispositivo ambiental. Para gerir o armazenamento e envio de dados para a camada de aplicação existe o serviço gestor de dados. O serviço deve permitir o envio dos dados sem qualquer análise, ou já tratados pelo serviço agregador de dados. O agregador de dados é responsável pela análise, agregação e extracção de valores relevantes. Os dados recolhidos são enviados para o serviço gestor de dados para armazenamento. A comunicação entre os serviços da camada de gestão interna dos sensores e o serviço de gestão dos sensores é realizada pelo serviço controlo de ligação. É definida neste serviço o tipo de comunicação a usar (*broadcast, multicast, unicast*) e a tecnologia. No caso de se querer alterar por exemplo a tecnologia de comunicação de Zigbee para bluetooth será este o serviço a alterar.

- Camada de segurança

É responsável pela integridade e privacidade de todos os dados presentes no sistema. O gestor de segurança de dados é responsável pela privacidade dos dados e a sua encriptação, mantendo os dados seguros. Enquanto o gestor de autenticação controla a autenticação, e garante a distribuição correcta dos perfis, do utilizadores.

- Gestor de sensores

Fornece a camada de abstracção entre os diferentes sensores e o serviço de controlo de ligação. A camada de gestão interna de sistema pode aceder aos sensores através deste serviço.

- Sensor

Sensores físicos responsáveis por medir as grandezas físicas. Toda a informação recolhida é enviada para a camada gestor de sensores.

### 3.2.1 Sensores

De acordo com os requisitos do sistema foi escolhido o seguinte equipamento para a recolha sensorial.

#### *Sensor de temperatura*

Para o sensor de temperatura foram utilizados dois termómetros digitais DALLAS DS18B20-PAR 1-wire. O termómetro digital tem um código único de identificação de 64-bits, fornece medidas de temperatura de 9 a 12 bits, em graus centígrados. A comunicação dos valores medidos é efectuada através de um bus 1-wire. O bus 1-wire permite a transmissão de dados a baixa velocidade, e fornece alimentação energética ao componente. Com a utilização do 1-wire para a transmissão e alimentação dos dispositivos é necessário apenas um único fio. Permite uma faixa de temperatura de operação de  $-55^{\circ}\text{C}$  a  $+100^{\circ}\text{C}$ , a precisão é de  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  para uma faixa de  $-10^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$ . Para a ligação deste sensor é necessário utilizar o esquema representado na figura 12. O pino 2 do sensor é ligado a uma entrada digital do microcontrolador com suporte para 1-wire. Ambos os pinos 1 e 3 são ligados à terra (*ground*), para alimentar o sensor é utilizado o pino 2 mas com uma ligação a uma resistência de  $4,7\text{ k}\Omega$ , este tipo de alimentação energética tem o nome de "*parasite power*".

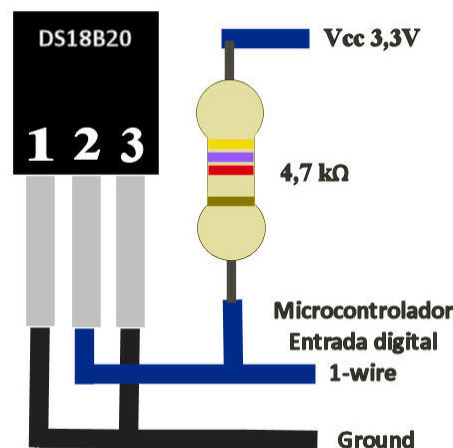


Figura 9 - Esquema de ligação para o sensor de temperatura DS18B20.

#### *Sensor de actividade – Acelerómetro*

Para registar a actividade do paciente utilizamos um acelerómetro. O acelerómetro é um dispositivo utilizado para medir aceleração e forças de reacção à força induzida pela gravidade. Com um acelerómetro 3D é possível medir a aceleração de um ponto num

espaço tridimensional. Neste caso o acelerómetro escolhido foi um MMA7260QT  $\pm 1,5g-6g$  de três eixos construído pela Freescale. Este acelerómetro específico tem compensação de temperatura e permite escolher a escala de forças g a medir, desta forma é possível a sua utilização em diversos cenários. Uma das características que o faz indicado para a utilização em dispositivos móveis alimentados por baterias é o seu modo *sleep*, que permite conservar energia quando o acelerómetro não está a ser utilizado. Para a ligação do acelerómetro são necessários oito fios, dois para alimentação energética, um deles para a terra (*ground*) e o outro para a corrente de 3,3 volt, três pinos analógicos para leitura da aceleração em cada um dos eixos, um pino digital para o modo *sleep*, que deverá estar com o valor 1 para manter o acelerómetro ligado, dois pinos digitais para a selecção da escala de medida ( $\pm 1,5g$  a  $6g$ ).

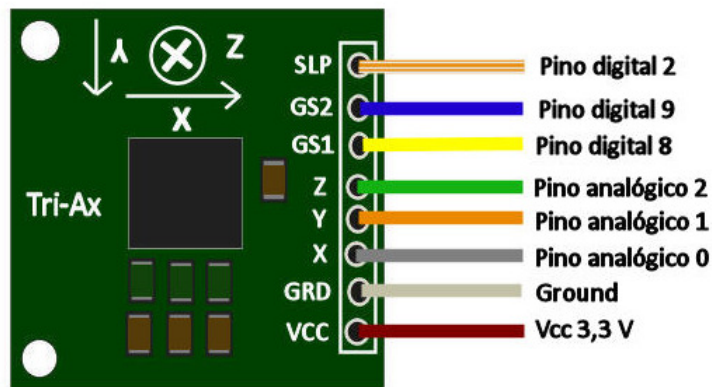


Figura 10 - Esquema de ligação para o acelerómetro.

### *Sensor de luminosidade*

De forma a quantificar a quantidade de luminosidade existente no ambiente habitacional do paciente utilizamos um LDR. Um LDR é um *Light Dependent Resistor* sendo a tradução livre uma resistência dependente da luminosidade. O LDR converte a luz recebida em valores de resistência, ou seja, a sua resistência diminui quando a quantidade de luz é muito alta e aumenta quando a quantidade de luz é muito baixa. O LDR é ligado ao microcontrolador através de uma porta analógica.

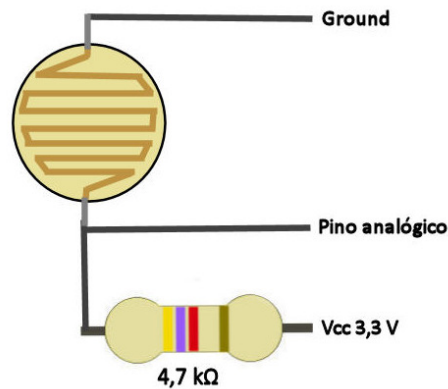


Figura 11 - Esquema de ligação do LDR (*Light Dependent Resistor*).

### *Oxímetro*

O oxímetro mede indirectamente a quantidade de oxigénio no sangue de um paciente. Para a construção do oxímetro foi utilizado um LED ultra brilhante vermelho e um LDR. O LDR é colocado de frente para o LED, a ponta do dedo do paciente é colocado entre o LED e o LDR. O LDR mede a quantidade de luz vermelha absorvida, através do rácio de absorção é possível determinar a percentagem de oxigenação do paciente. O sinal monitorizado varia com o tempo ao ritmo da frequência cardíaca, pois os vasos sanguíneos expandem-se e contraem a cada batida do coração, desta forma é também é possível determinar o ritmo cardíaco do paciente. Devido à falta de precisão o oxímetro construído, não foi utilizado neste projecto.

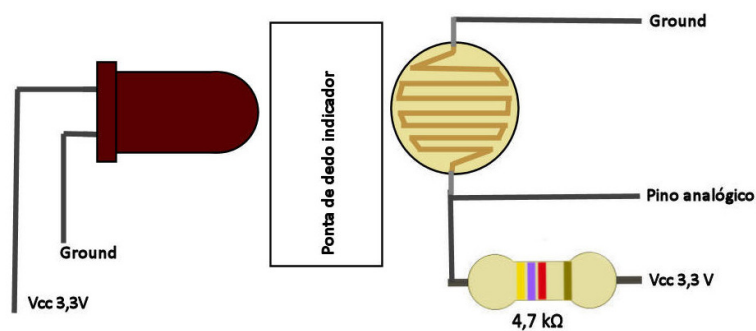


Figura 12 - Esquema para ligação do oxímetro.

### 3.2.2 Dispositivos sensores

Para a monitorizar o paciente e o seu espaço habitacional foram construídos dois dispositivos, um corporal e outro ambiental. Ambos os dispositivos têm capacidade sensorial, de processamento e transmissão sem fios.

#### *Rádio sem fios XBee Pro*

A transmissão sem fios dos dispositivos sensores é efectuada através de um rádio zigbee, mais especificamente o XBee pro da MaxStream. Para ligar o módulo XBee ao microcontrolador são utilizados quatro pinos: o pino 1 para alimentar o rádio com 3,3 volt, o pino 2 ligado ao pino de recepção e o 3 ligado ao pino de transmissão, o pino dez é ligado à terra (*ground*).

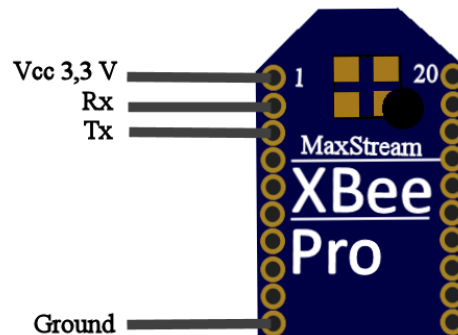


Figura 13 - Esquema de ligação para o MaxStream XBee Pro.

#### *Dispositivo corporal*

O dispositivo corporal foi construído utilizando uma placa de prototipagem e alguns fios para ligar os componentes. É composto por um microcontrolador Arduino WEE, um acelerómetro de três eixos, um sensor digital de temperatura, um rádio XBee pro e uma fonte de alimentação composta por duas pilhas, AA LR6 recarregáveis de 1,2V com um *push up* para 5V. Para ligar o rádio ao Arduino são utilizadas as portas Rx, Tx, Ground e Vcc, para ligar o acelerómetro são utilizados três portas digitais e três portas analógicas, o sensor de temperatura utiliza uma porta digital e o oxímetro uma porta analógica. Todas as ligações dos componentes foram efectuadas de acordo com o esquema de ligação apresentado anteriormente. As ligações da placa de prototipagem aos componentes foram efectuadas com recurso a *sockets*, desta forma é possível remover os componentes facilmente. Para a ligação do rádio XBee foi necessário recorrer a um conversor de pinagem, de forma a manter a coerência de distância entre

pinos na placa de prototipagem. O dispositivo corporal tem as dimensões de 10x6x2,5 cm e pesa 150g, podendo desta forma ser utilizado sem causar demasiado desconforto ao utilizador.

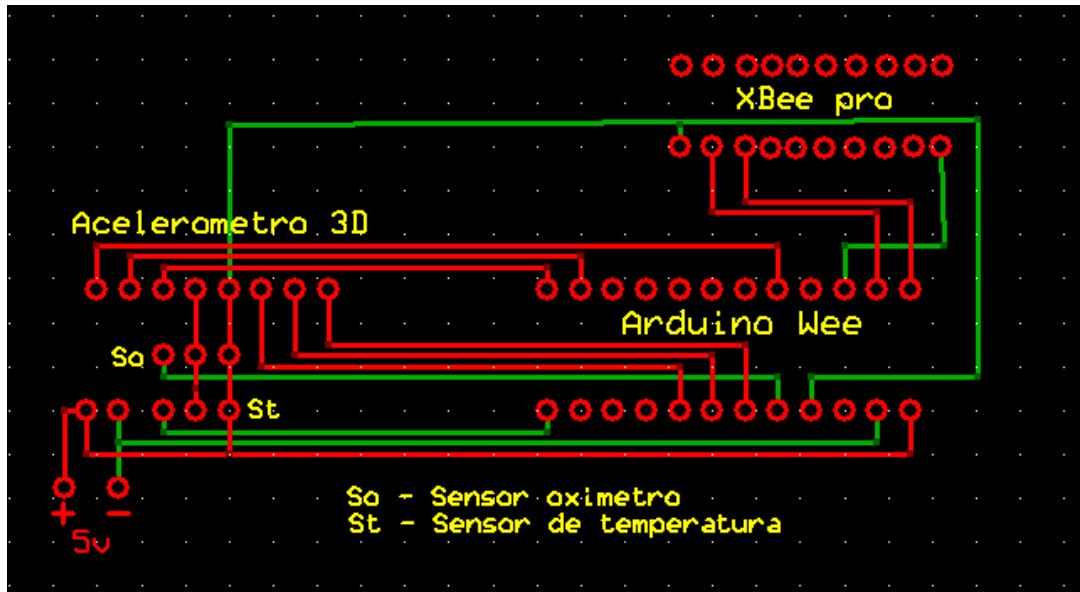


Figura 14 - Esquema de construção do dispositivo corporal com todos os componentes.

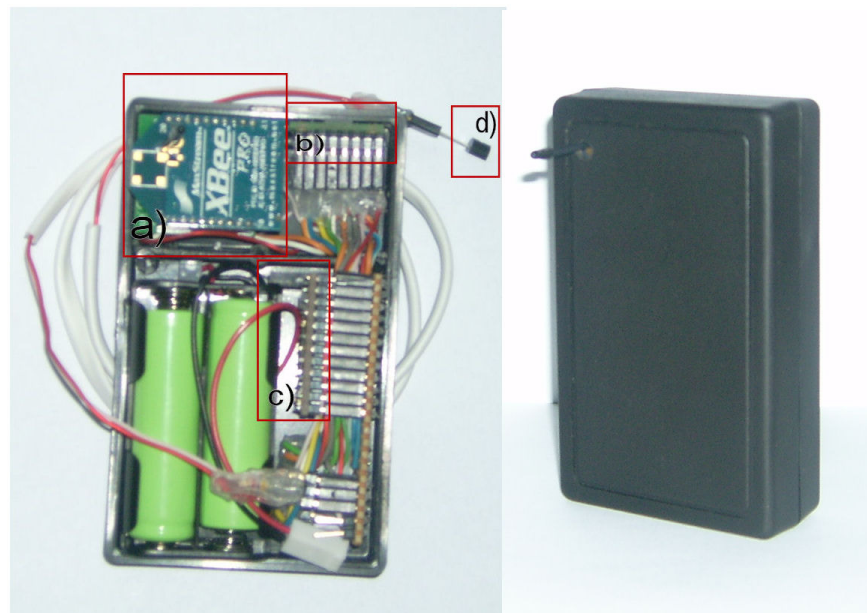


Figura 15 - Dispositivo corporal: a) rádio XBee pró; b) acelerómetro de 3 eixos; c) arduino WEE; d) sensor de temperatura.

Através da utilização de diferentes materiais e novos componentes, é possível reduzir o tamanho e o peso deste dispositivo, e desta forma melhorar a experiência de utilização. O dispositivo corporal deve ser colocado à cintura junto da anca direita do paciente e apontando para cima, pois esta é a posição do corpo humano que menos varia de posição durante actividade. O acelerómetro de três eixos irá medir a aceleração nesse mesmo ponto. O sensor de temperatura mede a temperatura da pele, logo de forma a fornecer uma leitura mais fiável da temperatura corporal do indivíduo, deve ser colocado na axila do paciente.



**Figura 16 - Colocação correcta do dispositivo corporal.**

Através da utilização do rádio sem fios ZigBee o dispositivo transmite a temperatura e actividade actual do paciente.

### ***Dispositivo ambiental***

O dispositivo ambiental é composto por um microcontrolador Arduíno WEE, um rádio XBee pro, um sensor digital de temperatura, um LDR para medir as condições de luminosidade do ambiente e uma fonte de alimentação composta por duas pilhas, AA LR6 recarregáveis de 1,2 V, com um *push up* para 5V. A sua construção foi concretizada através do recurso a uma placa de prototipagem, alguns fios e sockets para ligação e encaixe dos componentes. Tal como no dispositivo corporal, todos os componentes podem ser retirados da placa de prototipagem para serem reutilizados noutros projectos. Todos os componentes foram ligados de acordo com os esquemas de ligação apresentados anteriormente.

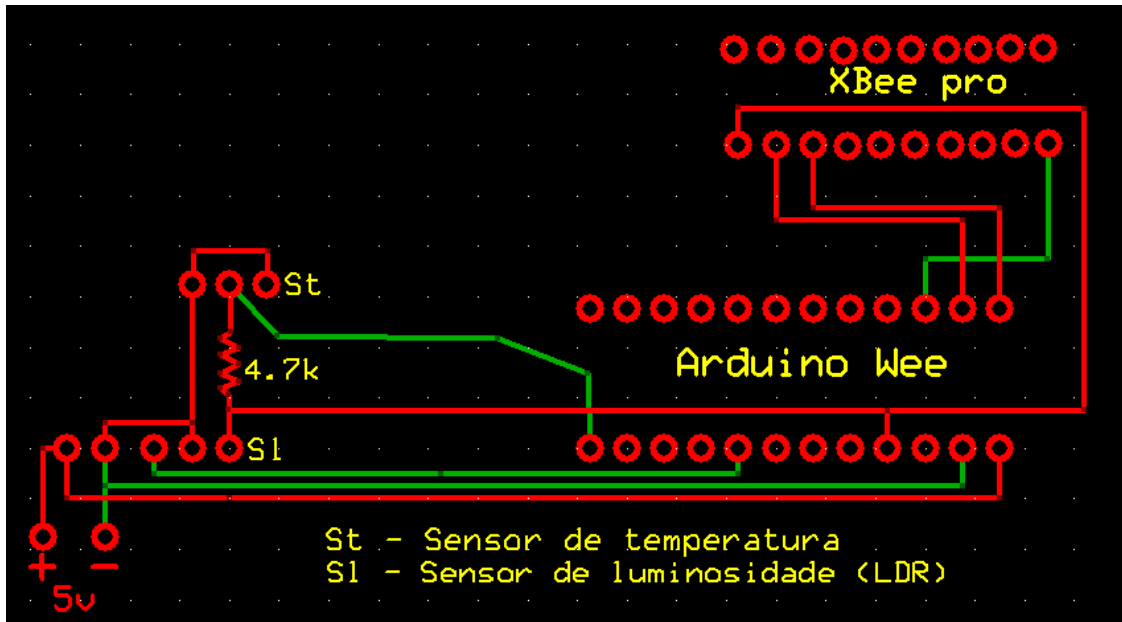


Figura 17 - Esquema de construção do dispositivo ambiental com todos os componentes.

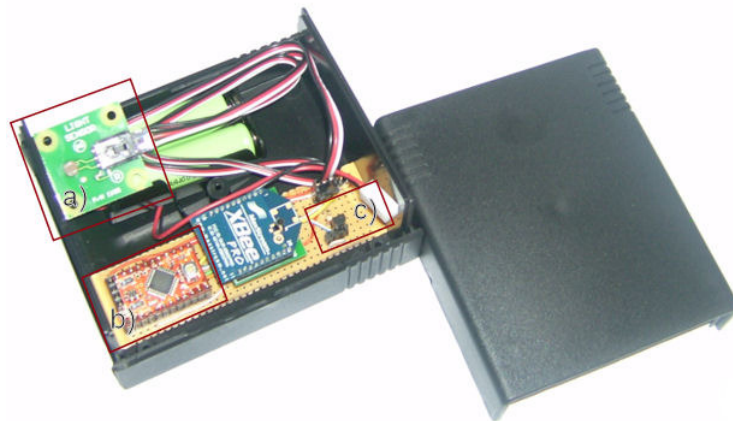
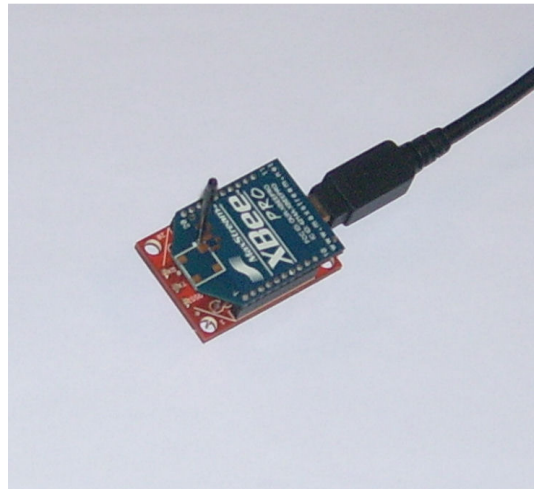


Figura 18 - Dispositivo ambiental: a) sensor de luminosidade; b) arduino WEE; c) sensor digital de temperatura.

O dispositivo ambiental irá sentir o ambiente habitacional do paciente e terá de ser colocado no compartimento da casa mais utilizado pelo paciente. Com os dados recolhidos pelo dispositivo ambiental é possível inferir sobre a alteração de certos parâmetros nos sinais vitais do paciente, assim como classificar as actividades realizadas de acordo com o ambiente envolvente, como inferir se o paciente é mais activo de noite ou de dia.

### ***Gateway e servidor***

Para receber os dados transmitidos pelos dispositivos sensores é utilizada uma *gateway*. É composta por um rádio XBee pro com uma interface USB ligada a um servidor. O servidor é um Apache com suporte para PHP e com um sistema de gestão de bases de dados MySQL. O servidor está configurado para correr scripts em *python* e está ligado a um modem GSM. Para o tratamento dos dados recebidos e o seu posterior armazenamento na base de dados é utilizado um script em *python*. A visualização dos dados é suportada pelo servidor apache e a aplicação Web é desenvolvida em PHP.



**Figura 19 - Gateway XBee pro USB**

### ***3.3 Dados recolhidos, processamento e análise.***

Os dados recolhidos pelos sensores estão sujeitos a análise e pré-processamento antes de serem enviados para o *gateway*. Existem dois tipos de sensores, analógicos e digitais. Os sensores digitais tem um valor de saída formatado de acordo com a unidade de medida “sentida”, no entanto os sensores analógicos necessitam da utilização de um ADC (*Analog to Digital Converter*) de forma a converter uma grandeza analógica numa grandeza digital. Com recurso ao ADC os sensores analógicos apresentam um valor de saída que poderá ir de 0 a 1023. Desta forma os dados recolhidos por sensores analógicos terão de ser pré-processados e analisados de forma a fazer sentido para a aplicação.

#### ***3.3.1 Sensor de temperatura***

O sensor de temperatura é um sensor digital e monitoriza a temperatura corporal e ambiental. Os valores de saída do sensor são em graus centígrados, desta forma não é

necessário qualquer tipo de pré processamento, pois os dados recolhidos fazem sentido para a aplicação.

### **3.3.2 *Sensor de luminosidade***

O sensor de luminosidade é composto por um LDR, que é por sua vez analógico, desta forma os valores de saída terão de ser pré processados para que façam sentido. Foram consideradas três categorias: Muita luminosidade (de 0 a 250), média luminosidade (de 250 a 600) e escuro (acima de 600).

### **3.3.3 *Acelerómetro***

O acelerómetro é um sensor analógico que reporta a aceleração como um inteiro entre 0 e 1023. Reporta um valor por cada eixo (X,Y,Z), que corresponde à aceleração medida. Na sua posição de descanso o acelerómetro reporta valores médios de 500 para o eixo X e Y, e 750 para o eixo dos Z. O eixo dos Z apresenta um valor acima dos outros eixos pois este é afectado pela aceleração da gravidade.

Foram consideradas 6 actividades a serem identificadas pelo acelerómetro: de pé, sentado, andar, correr, deitado e queda.

No caso de o paciente estar deitado é ainda possível determinar se este se encontra deitado de barriga, de costas, de lado (esquerdo e direito). Apesar de não ser uma distinção particularmente importante para a monitorização de pacientes idosos, pode ser importante para a monitorização de crianças, recém-nascidas, durante o sono. Por exemplo, uma criança a dormir de barriga para baixo tem 12,9 vezes maior probabilidade de morrer de SMSI (Síndrome da Morte Súbita Infantil), de tal modo, forçar a criança a dormir de costas reduz a incidência de SMSI em 40% (Chris R. Baker, Artin Der Minassians et al. 2007).

A detecção de uma queda é um problema de duas classes de decisão; podemos ter amostras positivas para uma queda e amostras negativas para uma não queda. No entanto enquanto as amostras positivas tem muito em comum, as amostras negativas são muito diversificadas. De tal modo para treinar um classificador correctamente, é necessário uma grande quantidade de amostras negativas, e mesmo assim é possível que uma queda real seja classificada num conjunto de dados duvidoso (Zhang 2006).

Processar todos estes dados requer muito poder computacional, e como esta é uma abordagem de baixo custo o poder computacional diminui drasticamente. De qualquer forma o objectivo será criar um método que permita a classificação das diversas actividades de forma fiável sem grande processamento.

Para se determinar um valor padrão os sujeitos de teste realizaram as diversas actividades e os dados, sem tratamento, recolhidos pelo acelerómetro foram armazenados na base de dados. Um valor por cada eixo foi reportado pelo acelerómetro a cada 100 milissegundos. Após várias tentativas, foram escolhidos 200 valores para cada actividade. A análise dos gráficos gerados pelos dados armazenados permitiu perceber que os valores por si só não tem qualquer significado, no entanto, um conjunto de valores pode ser utilizado para determinar um padrão da actividade. Após uma análise mais detalhada dos valores padrão encontrados para cada actividade foi possível perceber que, diferentes actividades podem produzir o mesmo conjunto de valores padrão. Desta forma foi necessário encontrar outra característica que aliada ao conjunto de valores padrão identificasse sem sombra de dúvida a actividade realizada. Após nova análise dos gráficos foi possível reconhecer que o valor de cada eixo poderia também determinar a actividade. Então o conjunto de valores padrão e o seu eixo correspondente podiam determinar de forma exacta a actividade realizada.

O desafio seguinte foi decidir qual o tamanho do conjunto de valores padrão, se for demasiado pequeno não permitirá a identificação de um padrão, mas caso seja demasiado grande corremos o risco de agregar várias actividades no mesmo conjunto de valores, não sendo assim possível a identificação de cada uma das actividades com base em um valor padrão. Logo o conjunto de valores não pode ser maior do que a actividade com a ocorrência mais rápida. De facto a actividade que demora menos tempo a ocorrer é uma queda (demora aproximadamente um segundo). Com base nisto foi escolhido um conjunto de dez valores.

Tendo escolhido dez valores padrão para identificar a actividade, foi necessário criar uma fórmula simples para transformar este conjunto de valores num único valor sem perder o significado. A fórmula mais simples encontrada foi a variância estatística, mas do cálculo da variância dos dez valores para cada um dos eixos resultam três valores distintos. A média aritmética entre esses três valores dá-nos um único valor que permitirá identificar uma actividade. A este valor deu-se o nome de VAI (*Value for*

*Activity Indicator*). As fórmulas para o valor VAI (2) e para a variância aritmética (1) são apresentados abaixo.

$$S^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (1)$$

$$VAI = \frac{(Sx^2 + Sy^2 + Sz^2)}{3} \quad (2)$$

Os valores do acelerómetro variam de sujeito para sujeito, e é impossível, por exemplo andar sempre exactamente da mesma forma. Foi então necessário identificar uma lista de intervalo de valores padrão para cada actividade. Com base nos dados não processados referentes a cada actividade, medidos pelo acelerómetro, foram calculados vários valores utilizando a fórmula VAI. Desses valores foi retirado o mínimo e o máximo e construída a seguinte tabela.

**Tabela 9 - Valores máximos e mínimos para os valores VAI de cada actividade.**

	De Pé, Sentado, Deitado	Andar	Correr	Queda
Min	0	450	50000	15000
Max	120	5000	-	48000

Através da tabela 3 é possível perceber que as actividades de pé, sentado e deitado possuem o mesmo intervalo de valores VAI. Para este caso é necessário usar os valores dos diferentes eixos para distinguir as três actividades. Por exemplo, para a actividade deitado de costas o valor de X e de Z terá de ser praticamente idêntico e o valor de Y terá que ser menor que o valor de X. O diagrama de fluxo da figura abaixo representa o algoritmo criado para a identificação da actividade.

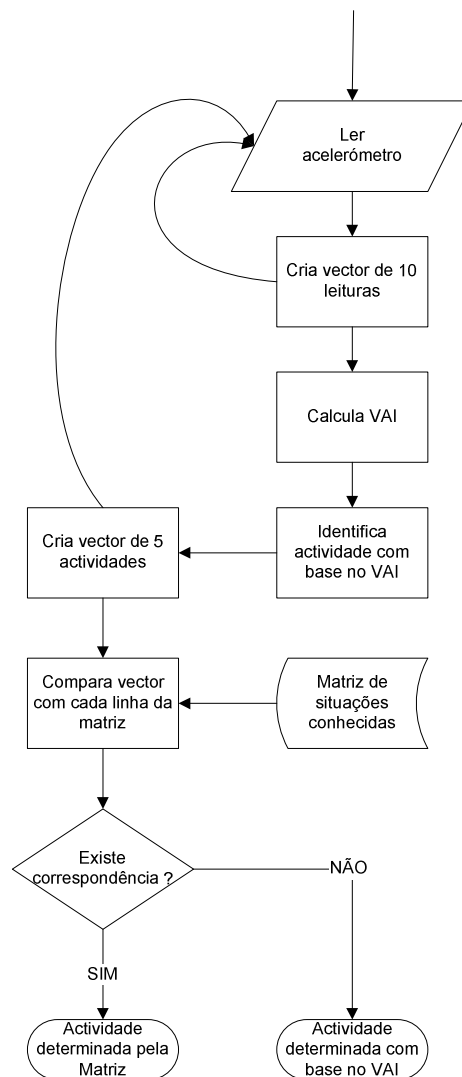


Figura 20 - Diagrama de fluxo de dados para o algoritmo de identificação de actividades.

A actividade “queda” é aquela que apresenta mais problemas na sua identificação. Algumas vezes a actividade “correr” é identificado como uma queda e uma queda é identificada como “correr”. Para resolver este problema foi adicionado ao algoritmo de identificação de quedas uma matriz de situações conhecidas onde ocorre uma queda. Por exemplo, se o sujeito está a correr e no instante seguinte está deitado é seguro dizer que ocorreu uma queda. A matriz foi preenchida com vários casos conhecidos como este e outros casos recolhidos através da simulação destas situações. A matriz é composta por duas actividades passadas, a actividade presente, duas actividades futuras e a actividade que deveria ser identificada.

É preenchido um vector em tempo real com as actividades identificadas pelas leituras do acelerómetro. O vector é composto por duas actividades passadas, a

actividade a analisar e duas actividades futuras. Após o preenchimento do vector, este é comparado com a matriz de situações conhecidas. Caso se encontre uma correspondência com a sequência de eventos na matriz é retornada a actividade correspondente a essa sequência. Caso não exista correspondência o algoritmo decide com bases nos dados recolhidos para a actividade presente. Na realidade a identificação de actividade tem um atraso de três segundos, pois é necessário esperar por duas actividades futuras para tomar uma decisão.

### 3.4 Gateway e transmissão de dados

A gateway é ligada ao servidor utilizando uma porta série (através de um conversor série USB), permitindo a recepção da informação transmitida sem fios pelos dispositivos sensores. Para a transmissão de mensagens entre os dispositivos e a gateway foi criado um formato específico.

ID Dispositivo				ID Sensor			Dados

Figura 21 - Estrutura de mensagens de transmissão de dados.

Este formato de mensagem reserva os primeiros quatro caracteres para a identificação do dispositivo, os quatro caracteres seguintes para a identificação do sensor e tipo de sensor, o restante da mensagem é reservado para os dados recolhidos por aquele dispositivo e o dado sensor. Por exemplo, se a gateway receber a seguinte mensagem, “M001S00136.23”, os primeiros quatro caracteres M001 irão identificar o dispositivo, neste caso é o dispositivo corporal. Os quatro caracteres seguintes S001 correspondem à identificação do sensor, para este caso o sensor de temperatura digital. O restante da mensagem, 36.23, corresponde à temperatura em graus centígrados.

Com este tipo de abordagem para a identificação dos dispositivos podemos ter, de M001 a M999 dispositivos diferentes a comunicar, caso seja necessário é possível aumentar esse número usando um código alfa numérico. O mesmo caso acontece para a identificação dos sensores.

Para a monitorização de actividade um exemplo de mensagem a receber seria “M001S002FALL”, para o caso de ocorrer uma queda.

O tratamento deste tipo de mensagens é efectuado no servidor através de um script em python. A mensagem recebida é dividida em dados que façam sentido para a aplicação e de seguida esses mesmos dados são inseridos na base de dados.

No dispositivo corporal, o sensor de temperatura lê a temperatura a cada segundo e a cada três segundos é identificada uma actividade, no entanto estes dados só são transmitidos caso se verifique alguma alteração do estado transmitido anteriormente, de forma a preservar a capacidade energética do dispositivo. No caso do dispositivo ambiental a temperatura é medida a cada segundo assim como as condições de luminosidade, as regras para a transmissão dos dados são idênticas às do dispositivo corporal.

### ***3.5 Implementação e visualização***

Após a implementação dos dispositivos corporal e ambiental é necessário ligar a gateway XBee USB ao servidor, e de seguida arrancar o script de ligação em *python*. Após este processo todos os dados recebidos pela gateway serão tratados e armazenados na base de dados.

Foi criada uma aplicação Web, desenvolvida em PHP, para a gestão de pacientes e visualização dos dados recolhidos. A aplicação tem três tipos de utilizadores, O profissional de saúde, o paciente e o familiar responsável.

O profissional de saúde tem acesso às seguintes funções da aplicação:

- Criar um novo paciente.
- Relacionar um dado paciente a um dispositivo corporal e ambiental num determinado período de tempo.
- Inserir um diagnóstico.
- Inserir notas sobre o paciente.
- Ver histórico de monitorização do paciente.
- Monitorizar o paciente em tempo real.

- Criar login para paciente e familiar.

O paciente pode aceder aos seus dados em tempo real e inserir no sistema os sintomas que esteja a sentir no momento.

O familiar pode ver os dados do paciente em tempo real.

Após a criação do paciente no sistema, o profissional de saúde terá de relacionar um dado dispositivo corporal e ambiental, por um determinado período de tempo ao paciente. A partir deste momento os dados armazenados na base de dados, recolhidos daqueles dispositivos em particular, ficam ligados a este paciente e passa a ser possível visualizar todo o histórico do paciente. Ao aceder à lista de pacientes será possível distinguir quais os pacientes que se encontram a ser monitorizados, e aqueles sem dispositivo associado. Esta distinção é possível através de ícones. É nesta listagem que é possível aceder a todas as funções da aplicação que dizem respeito ao paciente, como por exemplo: relacionar um dispositivo a um paciente, ver histórico de monitorização, inserir notas e criar logins.

ID	Nome	Dados	Notas	Configurar
3	Cristina Moraes			
4	Paulo Jorge			
1	Paulo Pires			
2	Ricardo Gonçalves			

[Valid CSS](#) :: [Valid XHTML](#)

Figura 22 - Exemplo da aplicação para a listagem de pacientes.

O profissional de saúde pode visualizar em uma só página todos os dados referentes ao paciente, desde a sua temperatura corporal e ambiental, às actividades realizadas assim como a lista de sintomas inseridas pelo paciente. Com toda esta informação o profissional de saúde pode relacionar as condições ambientais, os sinais vitais, actividade do paciente e os sintomas registados, de forma a criar um diagnóstico mais preciso para o estado clínico do paciente.

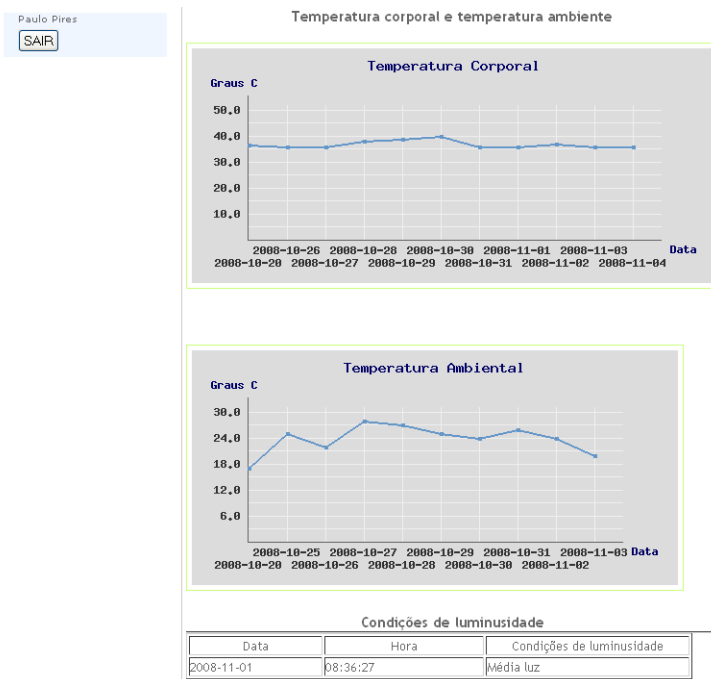


Figura 23 - Visualização do histórico do paciente.

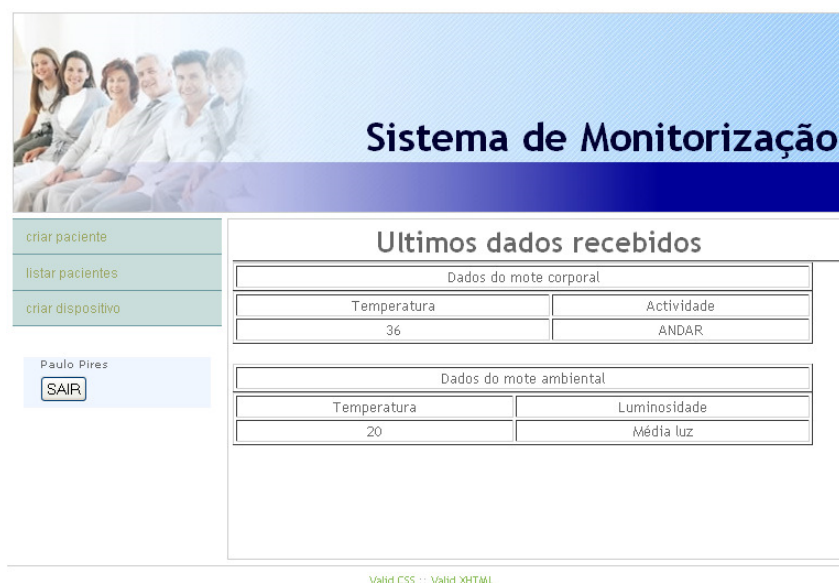


Figura 24 - Visualização dos dados em tempo real.

O script de ligação em python, tem um sistema de alerta que envia um SMS, através de um modem GSM, para o telefone de contacto de um membro da família do paciente, no caso de serem recebidos através dos dispositivos valores alarmantes, como a subida da temperatura, ou a ocorrência de uma queda.

#### 4. Avaliação de resultados obtidos

Para verificar a exactidão do sistema foram efectuados testes com quatro sujeitos, dois do sexo masculino e dois do sexo feminino. O quadro seguinte apresenta as características dos sujeitos de teste.

Tabela 10 - Características dos sujeitos de teste.

Sujeito	Altura	Peso	Idade	Sexo
Subj 1	1,60 Metros	65 Kg	89	Feminino
Subj 2	1,73 Metros	67 Kg	86	Masculino
Subj 3	1,71 Metros	58 Kg	25	Feminino
Subj 4	1,86 Metros	80 Kg	27	Masculino

As figuras seguintes mostram os gráficos criados através dos dados, não tratados, recolhidos pelo acelerómetro durante a elaboração das diversas actividades.

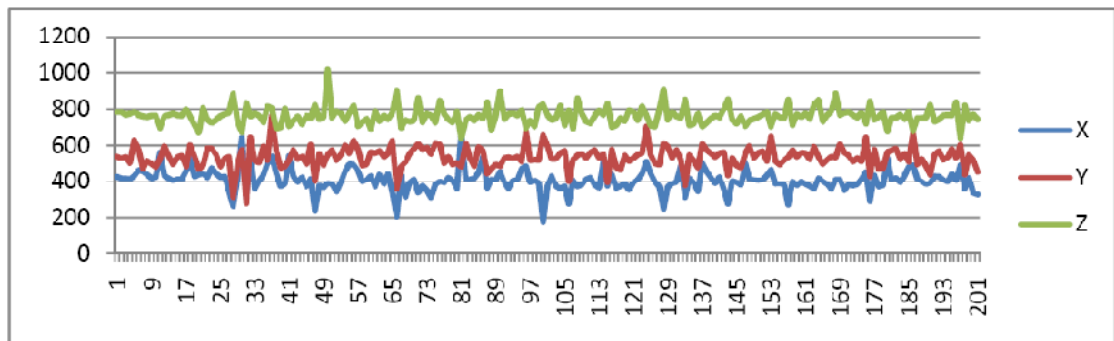
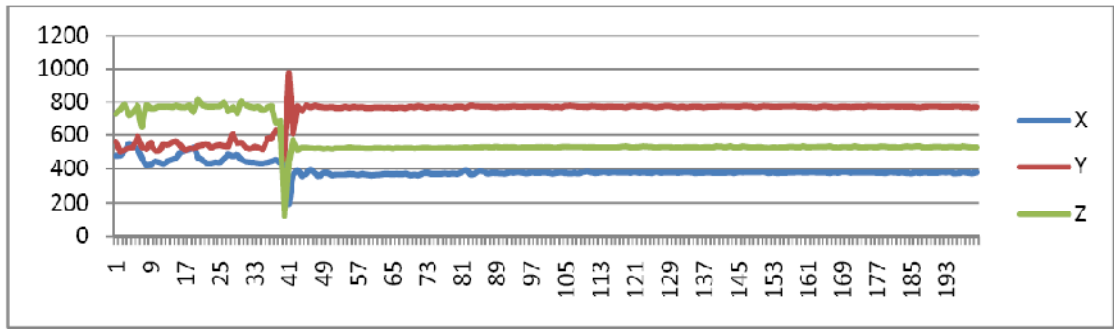
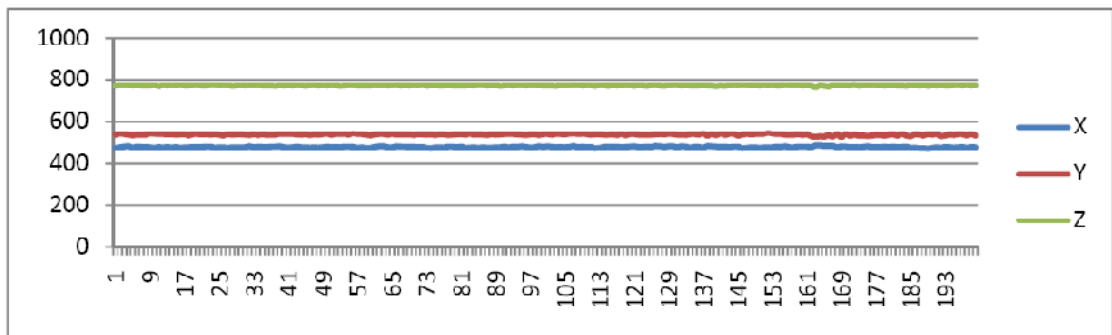


Figura 25 - Dados do acelerómetro para a actividade "andar".



**Figura 26 - Gráfico referente a uma queda a ocorrer entre a posição 33 e 43, após a posição 43 o sujeito fica deitado de barriga.**



**Figura 27 - Gráfico referente à actividade de pé.**

Após uma análise visual das ilustrações acima é possível distinguir a actividade de pé da actividade deitado, mesmo que estas apresentem os mesmos valores padrão, pois os valores referentes a cada eixo são diferentes.

Foi pedido aos sujeitos de teste que realizassem dez vezes a seguinte sequência de actividades: de pé, sentado, andar, sentar, de pé, correr, andar, deitar, sentar, andar, queda, deitar, de pé, correr, andar e sentar. A tabela seguinte apresenta a quantidade de actividades identificadas correctamente, antes da utilização do algoritmo com a matriz de situações conhecidas.

**Tabela 11 - Identificação de actividades realizadas pelos sujeitos de testes.**

Identificação de Actividades dos sujeitos de teste						
Actividade	De pé	Andar	Sentar	Correr	Deitar	Queda
Total	30	40	20	20	20	10
Subj 1	30	40	20	N/E	20	N/E
Subj 2	30	40	20	N/E	20	N/E
Subj 3	29	38	20	12	19	3
Subj 4	30	40	20	14	20	3

N/E – Não efectuou a actividade

Foi efectuado um novo teste, desta vez apenas se pediu aos sujeitos de teste, Subj 3 e Subj 4, que simulassem 10 quedas. Neste caso utilizando o algoritmo com matriz de situações conhecidas. Para o Subj 3 foram identificadas 5 quedas e 6 quedas para o Subj 4. É possível verificar que com a utilização da matriz de casos conhecidos a detecção de quedas melhorou de 30% para 60%, com a adição de mais situações conhecidas é possível melhorar a precisão da identificação de quedas, no entanto existe a possibilidade da identificação de mais falsos positivos. Para a actividade “correr” a precisão na identificação é de cerca de 70%, com a adição de casos conhecidos será possível melhorar este número, pois em alguns casos esta actividade foi identificada como uma sucessão de quedas. Todas as outras actividades tem uma taxa de identificação de cerca de 95%, no entanto no caso dos sujeitos de teste mais idosos, sendo esse o principal público-alvo deste projecto, e devido às suas capacidades motoras degradadas, a detecção deste tipo de actividades sobe para cerca de 100%.

#### ***4.1 Comparação entre sistemas***

É possível comparar este sistema com alguns dos sistemas mencionados anteriormente. A tabela seguinte apresenta uma comparação dos recursos de hardware utilizados pelos diversos sistemas. O sistema proposto por este trabalho tem a designação de SMPA (Sistema de Monitorização de Pacientes em Ambulatório).

Tabela 12 - Comparação em termos de recursos de hardware utilizados pelos sistemas de monitorização.

	Sensores corporais	Sensores Ambientais	Comunicação	Microcontrolador
CodeBlue	Oxímetro	N/U	ZigBee	Telos mote
	EMG			
	Giroscópio			
	ECG			
	Pressão sanguínea			
	Acelerómetro			
AlarmNet	Pulsação	Temperatura	ZigBee Bluetooth	Crossbow MicaZ
	SpO2	Luminosidade		
	ECG	Pó		
	GPS	Movimento		
	Acelerómetro			
AMON	Pulsação	N/U	GPRS/GSM	Wrist device
	Oxímetro			
	Pressão sanguínea			
	ECG			
	Ritmo cardíaco			
	Temperatura corporal			
SMPA	Acelerómetro	Luminosidade	ZigBee	Arduino wee
	Temperatura corporal	Temperatura		
	Pulsação			
	Oxímetro			

Através da análise da tabela é possível verificar que o sistema proposto, de todos, é aquele que possui menos recursos de hardware. Este facto deve-se à abordagem baixo custo do trabalho, pois apenas foram utilizados os sensores extremamente necessários ao funcionamento do sistema de monitorização. Em termos de funcionalidades o mais semelhante com este projecto será o AlarmNet, que também apresenta uma solução para a monitorização do ambiente habitacional. Em termos de comunicação apenas um sistema recorre ao GPRS/GSM para transmitir os dados, todos os outros utilizam o protocolo ZigBee. A nível de microcontrolador o SMPA é aquele que apresenta uma solução mais modesta. Em relação à detecção de actividade, neste projecto, os problemas de falsos positivos e não identificação só ocorrem para a actividade “corrida” e a actividade “queda”. Nestas duas actividades a taxa de identificação não é suficiente para considerar o sistema fiável.

Em relação aos sistemas para detecção de actividade com base em acelerómetros apresentados na secção do estado da arte, a maior distinção em relação a este projecto está no tratamento dos dados. Nos projectos apresentados o tratamento dos dados é efectuado no servidor e não no dispositivo sensor. Esta abordagem permite o uso de algoritmos mais complexos para a classificação e identificação de actividade. No entanto transmitir todos os dados medidos pelo acelerómetro implica encargos

energéticos enormes. Devido ao custo energético de transmitir uma medida do acelerómetro a cada 100 milissegundos, foi decidido que todo o processamento para identificar as actividades, no trabalho proposto, deveria ser efectuado no dispositivo sensor. O facto de o microcontrolador apresentar características de processamento modestas, limita a complexidade do algoritmo de identificação utilizado. O algoritmo foi mantido simples para que a identificação de actividades pudesse ser efectuada dentro de um tempo de processamento aceitável.

A principal diferença que distingue o sistema proposto de todos os outros é a sua abordagem de baixo custo.

## **5. Conclusão**

Para desenvolver um sistema de monitorização ambulatório, é necessário ter em consideração diversos aspectos: fiabilidade, custo, segurança e usabilidade. Durante a elaboração deste projecto todos esses aspectos foram tidos em consideração, no entanto, o aspecto mais importante foi manter o baixo custo do protótipo, afectando por isso algumas das opções relativas aos outros aspectos. A segurança, por exemplo, foi tida em conta aquando da análise de requisitos, mas não foi explorada na prática durante a implementação do sistema. Outro aspecto importante foi o tamanho dos dispositivos sensores, que no caso do dispositivo corporal deve ser de pequenas dimensões. Mais uma vez devido à abordagem de baixo custo e ao hardware disponível no mercado na altura da sua construção, as dimensões finais deste dispositivo foram suficientemente pequenas para a fase de teste, mas não serão adequadas para uma produção industrial em larga escala.

Ao incorporar mais equipamento médico, como um ECG, sensor de ritmo cardíaco, podemos cobrir todos os sinais vitais do paciente, aumentando desta forma o número de aplicações do sistema, mantendo a abordagem de baixo custo.

De uma forma geral os objectivos propostos para a elaboração deste trabalho foram cumpridos. O sistema mantém a sua abordagem baixo custo, é possível monitorizar os dados biométricos do paciente através de um dispositivos corporal e os dados do ambiente habitacional através de um dispositivo ambiental. O sistema apresenta uma interface gráfica para a visualização dos dados simples e intuitiva. No entanto o objectivo para a criação de um sistema de monitorização fiável não foi totalmente atingido. O sistema apresenta algumas vulnerabilidades, principalmente na detecção fiável de quedas.

Em relação à avaliação do sistema, verificamos que a identificação das actividades “deitado”, ”sentado”, “de pé” e “andar” é bastante fiável, principalmente para pacientes idosos. Nos testes efectuados, obtivemos uma precisão de 100% na detecção das actividades dos utilizadores.

Verificamos ainda que na detecção de quedas existe espaço para melhoramentos ao nível do aumento de casos na matriz de situações conhecidas. Uma abordagem de tentativa e erro pode ser usada para alcançar o melhor desempenho na detecção de

actividades, sem reportar demasiados falsos positivos. O algoritmo desenvolvido para a detecção de actividade pode ser melhorado, nomeadamente com a elaboração de mais testes de forma a criar uma lista de valores padrão de actividade mais fiável. Com esta abordagem o sistema pode tornar-se cada vez mais fiável e continuar a ser de baixo custo.

A visualização dos dados do paciente em tempo real e a possibilidade de aceder a um registo de todos os dados recolhidos, corporais e ambientais, numa só página Web facilita a função do profissional de saúde, nomeadamente aquando da criação de um diagnóstico para o paciente.

### **5.1 Trabalho futuro**

Sendo um sistema de monitorização algo complexo, existe ainda muito a fazer para tornar este sistema num sistema com maior fiabilidade e de mais fácil utilização. Para começar o dispositivo sensor corporal terá de ser alterado de forma a diminuir a sua dimensão e peso. O recente lançamento de plataformas com suporte para um rádio XBee incorporado e alimentados por bateria podem ser úteis nesse processo. O facto do sensor de temperatura corporal necessitar de ser colocado pelo paciente, e necessitar de fios para comunicar com o dispositivo sensor, é uma desvantagem para este sistema. De futuro será necessário encontrar um método menos intrusivo de sentir a temperatura corporal do paciente, um exemplo poderá ser a utilização de sensores de temperatura por infravermelhos.

Será necessário introduzir novos sensores como ECG e até GPS, desta forma os dados recolhidos serão mais completos e consequentemente a sua interpretação levará a diagnósticos mais fiáveis e até outras áreas de aplicação.

A identificação de actividade, nomeadamente “quedas”, terá de se tornar mais fiável. Para isto é possível recorrer à utilização de mais sensores, como por exemplo um giroscópio, para aumentar os dados disponíveis e desta forma inferir, com mais certeza, sobre uma dada actividade. O algoritmo de identificação poderá também ser melhorado através da utilização de uma rede neuronal ou um SVM. Com a utilização de um microcontrolador mais poderoso será possível a utilização de modelos ocultos de Markov para a identificação de padrões, o que permitirá uma maior fiabilidade na detecção de quedas.

As questões de segurança são uma preocupação constante quando se lida com dados sensíveis. Tornar o sistema mais seguro com a encriptação dos dados enviados terá de ser uma alteração a efectuar de futuro. Não é só a transmissão dos dados que deve ser segura, o acesso à informação armazenada deve ser limitada e os dados armazenados devem estar encriptados. Para este tipo de sistemas seria benéfico a criação de um servidor redundante, para desta forma garantir que a monitorização é contínua e tolerante a falhas por parte do servidor.

Para a visualização dos dados a consulta de vários profissionais de saúde será um passo importante para a identificação de novos requisitos, e a conseqüente criação de um sistema em conformidade com as instituições de saúde.

Após todas as alterações ao sistema terem sido efectuadas, a criação de um período de testes onde pacientes e profissionais de saúde utilizam o sistema será um bom caminho a seguir para a validação do trabalho efectuado.

## 6. Bibliografia

- Al-ani, T. L. B., Quynh Trang; Monacelli, Eric (2007). On-line Automatic Detection of Human Activity in Home Using Wavelet and Hidden Markov Models Scilab Toolkits. 16th IEEE International Conference on Control Applications. Singapura.
- Alarmnet. (2007). "Alarmnet: Assisted-living and residential monitoring network - a wireless sensor network for smart healthcare." Consultado em 22/05/2008, 2008, disponível em <http://www.cs.virginia.edu/wsn/medical/>.
- Analog Devices. (2000). "ADXL202E - Low-Cost 2 g Dual-Axis Accelerometer with Duty Cycle Output." Consultado em 16/12, 2008, disponível em [http://www.sparkfun.com/datasheets/ADXL/ADXL202E\\_a.pdf](http://www.sparkfun.com/datasheets/ADXL/ADXL202E_a.pdf).
- Anliker, U. W., J.A. Lukowicz, P. Troster, G. Dolveck, F. Baer, M. Keita, F. Schenker, E.B. Catarsi, F. Coluccini, L. Belardinelli, A. Shklarski, D. Alon, M. Hirt, E. Schmid, R. Vuskovic, M. (2004). "AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system." IEEE TRANSACTION ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE.
- ARCH ROCK. (2008). "Arch Rock products." Consultado em 14/11, 2008, disponível em <http://www.archrock.com/products/>.
- Arduino. (2008). "Arduino - Homepage." Consultado em 22/05/2008, 2008, disponível em [www.arduino.cc](http://www.arduino.cc).
- Benini, L. D. M., G. (1998). Dynamic Power Management Design Techniques and CAD Tools, Kluwer Academic Publishers
- BeRTOS. (2008). "BeRTOS Documentation." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.bertos.org/doxygen/>.
- Bluetooth SIG. (2008). "How Bluetooth Technology Works." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.bluetooth.com/Bluetooth/Technology/Works/>.
- Blumenthal J., H. M., Golatowski F., Haase M. and Timmermann D. (2003). Wireless Sensor Networks- New Challenges in software Engineering. 9th IEEE International Conference on Emerging Technologies and Factory Automation (ETFA).
- Brewer, E. C., David ; Gay, David ; Levis, Phil ; von Behren, Rob ; Welsh, Matt (2008). "nesC: A Programming Language for Deeply Networked Systems " Consultado em 22/05/2008, 2008, disponível em <http://nesc.sourceforge.net/>.

- Chris R. Baker, K. A., Simon Belka, Merwan Benhabib, Vikas Bhargava, Nathan Burkhart,, G. D. Artin Der Minassians, Lilia Gutnik, M. Brent Haick, Christine Ho\*, Mike Koplow,, et al. (2007). Wireless Sensor Networks for Home Health Care. 21st International Conference on Advanced Information Networking and Applications Workshops (AINAW'07), IEEE.
- Contiki. (2008). "Contiki - The Operating System for Embedded Smart Objects - the Internet of Things " Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.sics.se/contiki/publications-and-documentation.html>.
- Crossbow. (2008). "Crossbow Technology." Consultado em 22-/05/2008, 2008, disponível em <http://www.xbow.com/>.
- Doolin, D. M. S., N. (2005). Wireless sensors for wild re monitoring. SPIE Symposium on Smart Structures & Materials/ NDE, San Diego, California.
- Freescale Semiconductor. (2005). "MMA7260Q -  $\pm 1.5g$  - 6g Three Axis Low-g Micromachined Accelerometer." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.sparkfun.com/datasheets/Accelerometers/MMA7260Q-Rev1.pdf>.
- Giannakouris, K. (2008). Ageing characterises the demographic perspectives of the European societieess. Population and social conditions, EUROSTAT. **2008**.
- Harter, A. H., Andy; Steggles, Pete; Ward, Andy; Webster, Paul (2002). "The anatomy of a Context-Aware Application." Wireless Networks **Volume 8**(Março 2002).
- IBM. (2007). "IBM Personal Care Connect (PCC)." Consultado em 17/12, 2008, disponível em <http://www.zurich.ibm.com/pcc/>.
- Intanagonwiwat, C. G., R.; Estrin, D. (2000). "A Scalable and Robust Communication Paradigm for Sensor Networks." Proceedings of the 6th Annual International Conference on Mobile Computing and Networking(MobiCom'00): 56-67.
- Jurik, A. D. W., Alfred C (2008). "Remote Medical Monitoring." Computer(Abril 2008).
- Lewis, F. L. (2005). Wireless Sensor Networks. Smart Environments: Tecnologies, Protocols, and Applications. D. J. C. a. S. K. Das. New York, Wiley.
- Lo, B., Thiemjarus, S., King R., and Yang, G. (2005). Body Sensor Network-A Wireless Sensor Platform for Pervasive Healthcare Monitoring. Adjunct Proceedings of the 3rd International Conference on Pervasive Computing (PERVASIVE'05).

- MaxBotix. (2007). "LV-MaxSonar-EZ4 High Performance Sonar Range Finder." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.maxbotix.com/uploads/LV-MaxSonar-EZ4-Datasheet.pdf>.
- Maxim. (2003). " DS18B20-PAR 1-Wire Parasite-Power Digital Thermometer " Consultado em 16/12, 2008, disponível em [http://www.maxim-ic.com/quick\\_view2.cfm/qv\\_pk/2813](http://www.maxim-ic.com/quick_view2.cfm/qv_pk/2813).
- Miguel A. Muñoz , M. R., Jesus Favela , Ana I. Martinez-Garcia , Victor M. González (2003). "Context-Aware Mobile Communication in Hospitals." Computer **36**(9).
- Moulton, D. M. T. F.-J. M. W. S. (2004). CodeBlue: An Ad Hoc Sensor Network Infrastructure for Emergency Medical Care. MobiSys 2004 Workshop on Applications of Mobile Embedded Systems (WAMES 2004).
- National Semiconductor Corporation. (2008). "LM35 - Precision Centigrade Temperature Sensor " Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.national.com/mpf/LM/LM35.html>.
- Ng, H. S. S., M. L.; Tan, C. M. ; Wong, C. C. (2006). "Wireless technologies for telemedicine." BT Technology Journal **Vol 24**(Nº2).
- Rajgarhia, A. S., F.; Heidemann, J. (2003). Privacy-Sensing Monitoring With a Mix of IR Sensors and Cameras, USC/Information Sciences Institute.
- Rental, P. M., R.; Gandham, S.; Saxena, U. (2001). Survey on sensor networks. International Conference on Mobile Computing and Networking.
- Rochester, U. o. (2004). "Rochester review." Consultado em 17/12, 2008, disponível em <http://www.rochester.edu/pr/Review/V64N3/feature2.html>.
- Römer, K. K., O.; Mattern, F. (2002). "Middleware challenges for wireless sensor networks." Mobile Computing and Communications Review **Vol. 6**(no. 2).
- Scatterweb. (2008). "Scaterweb - Wireless network solutions." Consultado em 22/05/2008, 2008, disponível em <http://www.scatterweb.com>.
- Sparkfun. (2008). "SparkFun Electronic - Wee product info." Consultado em 16/12, 2008, disponível em [http://www.sparkfun.com/commerce/product\\_info.php?products\\_id=8737](http://www.sparkfun.com/commerce/product_info.php?products_id=8737).
- Srivastava, M. B. M., Richard R; Potkonjak, Miodrag. (2001). "Smart kindergarten: sensor-based wireless networks for smart developmental problem-solving environments." Mobile Computing and Networking.

- Stankovic, J. A. C., Q.; Doan, T. ; Fang, L. ; He, Z. ; Kiran, R. ; Lin, S. ; Son,S. ; Stoleru, R. ; Wood, A. (2005). Wireless Sensor Networks for In-Home Healthcare: Potential and Challenges. Workshop on High Confidence Medical Devices Software and Systems (HCMDSS).
- TinyOS. (2008). "TinyOS Documentation Wiki." Consultado em 22/05, 2008, disponível em [http://docs.tinyos.net/index.php/Main\\_Page](http://docs.tinyos.net/index.php/Main_Page).
- U.S. Census Bureau (2000). U.S Census.
- Venkatasubramanian, K. D., Guofeng; Mukherjee,Tridib; Quintero,John ; Annamalai,Valliappan; Gupta,Sandeep K. S. (2005). Ayushman: A Wireless Sensor Network Based Health Monitoring Infrastructure and Testbed  
Krishna Venkatasubramanian, Guofeng Deng, Tridib Mukherjee, John Quintero, Valliappan Annamalai, Sandeep K. S. Gupta. International Conference on Distributed Computing in Sensor Systems (DCOSS).
- Virone, G. W., A.; Selavo, L.; Cao, Q.; Fang, L.; Doan,T.; He,Z.; Stankovic,J. (2006). An advanced wireless sensor network for health monitoring. Transdisciplinary Conference on Distributed Diagnosis and Home Healthcare (D2H2).
- VISHAY. (2007). "TEMT6000X01 - Ambient Light Sensor." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.vishay.com/docs/81579/temt6000.pdf>.
- VTI Technologies Oy. (2008). "SCP1000 SERIES (120 kPa) ABSOLUTE PRESSURE SENSOR." Consultado em 16/12, 2008, disponível em <http://www.sparkfun.com/datasheets/Components/SCP1000-D01.pdf>.
- Weaver, A. (2008). "Secure Mobile Computing using Biotelemetry." Consultado em 17/12, 2008, disponível em <http://www.cs.virginia.edu/~acw/SecureMobileComputing/>.
- Xu, N. (2003). A Survey of Sensor Network Applications, University of Southern California.
- Zhang, T. W., jue ; Liu, Ping and Hou, Jing (2006). "Fall Detection by Embedding an Accelerometer in Cellphone and Using KFD Algorithm." IJCSNS International Journal of Computer Science and Network Security VOL. 6(10).
- ZigBee. (2008). "ZigBee Alliance." Consultado em 22/05/2008, 2008, disponível em <http://www.zigbee.org>.

## ***Lista de abreviaturas***

API – *Application Programming Interface*  
BAN - *Body Area Network*  
CFS – *Contiki file system*  
CPU - *Central Processing Unit*  
CRC - *Cyclic redundancy check*  
CSMA/CA - *Carrier Sense Multiple Access/Collision Avoidance*  
CSS - *Cascading Style Sheets*  
DPM - *Dynamic Power Management*  
ECG - *Eletrocardiograma*  
EEPROM - *Electrically-Erasable Programmable Read-Only Memory*  
EMG - *Electromiografia*  
FIFO - *First In, First Out*  
GPS - *Global Positioning System*  
HAA - *Hardware Abstraction Architecture*  
HAL - *Hardware Abstraction Layer*  
HIL - *Hardware Independent Layer*  
HPL - *Hardware Presentation Layer*  
HTML - *HyperText Markup Language*  
IEEE - *Institute of Electrical and Electronics Engineers*  
IP - *Internet Protocol*  
ISM - *Industrial, Scientific and Medical*  
KFD - *Kernel Fisher Discriminant*  
k-NN - *Nearest Neighbour*  
LDR - *Light Dependent Resistor*  
MEMS - *Micro-Electro-Mechanical Systems*  
NIST - *National Institute of Standards and Technology*  
PC - *Personal Computer*  
PDA - *Personal Digital Assistant*  
PHP - *Hypertext Preprocessor*  
POSIX - *Portable Operating System Interface*  
RAM - *Random Access Memory*  
ROM - *Read Only Memory*  
RSSF – *Redes de Sensores Sem Fios*  
SIDS - *Sudden infant death syndrome*  
SMPA - *Sistema de Monitorização de Pacientes em Ambulatório*  
SVM - *Support vector machines*  
TCP - *Transmission Control Protocol*  
VAI – *Value for Activity Indicator* – Valor padrão para identificação de actividade  
WPAN - *Wireless Personal Area Network*  
WWBAN - *Wearable Wireless Body Area Network*  
ZC - *ZigBee coordinator*  
ZED - *ZigBee End Device*  
ZR - *ZigBee Router*