

UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

Departamento de Engenharia Electromecânica

Novo Sensor para Monitorização da Temperatura Intra-Vaginal



Américo Carvalho Mendes

Agosto 2009

Novo Sensor para Monitorização da Temperatura Intra-Vaginal

DISSERTAÇÃO

Submetida à Universidade da Beira Interior, em cumprimento do requisito para
obtenção do grau de

MESTRE

EM

ENGENHARIA ELECTROTÉCNICA E DE COMPUTADORES

Américo Carvalho Mendes

Departamento de Engenharia
Electromecânica
Universidade da Beira Interior
Covilhã, Portugal
<http://www.dem.ubi.pt>

NetGNA - Next Generation Networks
and Applications Group
Instituto de Telecomunicações /
Departamento de Informática
Universidade da Beira Interior
Covilhã, Portugal
<http://netgna.it.ubi.pt>

Dissertação realizada sob a orientação do
Professor Doutor Joel José Puga Coelho Rodrigues,
Professor Auxiliar da Universidade da Beira Interior.

Resumo

Ao longo das últimas décadas, vários estudos médicos tentaram conhecer o comportamento interno do corpo humano. A temperatura é uma das grandezas estudadas e de grande interesse para a área da saúde. Pretende-se procurar uma relação entre a temperatura interna do corpo feminino e alguns estados na saúde das mulheres, como sejam, os períodos de ovulação e de fertilidade.

No entanto, à falta de uma tecnologia capaz de recolher com exactidão este parâmetro, os estudos médicos não podem garantir a exactidão dos resultados recolhidos. O objectivo deste trabalho centra-se na construção de um novo sensor intra-corporal para monitorização da temperatura intra-vaginal. Para atingir este objectivo, é proposta a construção de um novo sensor intra-corporal para aquisição e monitorização da temperatura intra-vaginal. Este novo sensor permite a recolha de dados que vão posteriormente ser usados em estudos médicos para estabelecer uma relação entre a variação da temperatura intra-vaginal e alguns estados do corpo feminino, tais como, a antecipação e monitorização do período de ovulação, detecção de contracções durante a gravidez, prevenção de parto pré-termo, etc. O novo sensor foi testado e validado tanto em mulheres hospitalizadas como em mulheres saudáveis, no seu dia-a-dia.

Agradecimentos

Quero expressar o meu profundo agradecimento a todas as pessoas e instituições que de alguma forma me tenham ajudado a desenvolver este trabalho:

Em primeiro lugar, ao Professor Doutor Joel José Puga Coelho Rodrigues, orientador desta Dissertação, pela orientação e ajuda, assim como pela confiança que depositou no meu trabalho.

Em segundo lugar, quero agradecer à Universidade da Beira Interior e ao Instituto de Telecomunicações - Delegação Covilhã, especialmente ao grupo de investigação Next Generation Networks and Applications Group (NetGNA), por me terem proporcionado os meios para desenvolver os trabalhos preparativos para a Dissertação.

Em terceiro lugar, quero agradecer à Dra. Isabel Fael pelo apoio e colaboração na revisão do texto.

Por último, mas não menos importante, quero agradecer à Sandra e ao Bruno, que me deram incentivo para continuar, nas horas de maior desespero.

Américo Mendes
Covilhã, Portugal
Agosto de 2009

Palavras Chave

Sensores Corporais, Saúde Electrónica, Redes de Sensores, Monitorização da Temperatura.

Índice

Agradecimentos.....	vii
Palavras Chave.....	ix
Índice	xi
Índice de Figuras.....	xiii
Acrónimos e Abreviaturas.....	xv
Capítulo 1 - Introdução	1
1.1 Definição do Problema e Objectivos.....	2
1.2 Principais Contribuições	4
1.3 Organização da Dissertação	4
Capítulo 2 - Sensores Corporais e Intra-corporais.....	7
2.1 Introdução	7
2.2 Infertilidade	10
2.3 Temperatura Basal Corporal.....	11
2.4 Sensores e sua Utilização nas Ciências Médicas.....	11
2.5 Redes de Sensores Sem Fios.....	12
2.6 Redes de Sensores e Redes de Sensores Corporais	15
2.7 Sensores Corporais e Sensores Intra-Corporais.....	17
2.8 Comunicação com o Sensor Intra-Corporal.....	18
Capítulo 3 - Construção do Sensor de Temperatura Intra-vaginal	21
3.1 Hardware ALFATxp.....	22
3.2 Hardware BSN.....	26
3.3 Sensor Intra-vaginal	29
3.3.1 Integração do Sensor de Temperatura	30
3.3.2 Princípio de funcionamento do sensor.....	32
3.3.3 Sistema Operativo e Linguagem de Programação	35
Capítulo 4 - Validação do Sistema – Testes e Resultados.....	39
4.1 Software utilizado pela aplicação	39

4.2 Validação do Sistema – Testes e Resultados	45
Capítulo 5 - Conclusões	49
Referências.....	51

Índice de Figuras

Figura 1. Exemplo de uma Rede de Sensores Corporais.....	15
Figura 2. Exemplo de uma rede de sensores de área corporal (RSAC).	16
Figura 3. Kit ALFATxp e seus componentes principais.	22
Figura 4. Protótipo para monitorização da temperatura intra-corporal, utilizando o kit ALFATxp.....	23
Figura 5. Uma das etapas do desenvolvimento do projecto utilizando o kit ALFATxp quando está ligado a um PC utilizando a ligação USB.....	24
Figura 6. Menu do Java Program.....	25
Figura 7. Plataforma BSN.	26
Figura 8. Arquitectura do nó BSN.....	27
Figura 9. Prototype board.	28
Figura 10. Bateria.	29
Figura 11. Arquitectura do sistema.	30
Figura 12. (a) Sensor MA100. (b) Sensor MA100 com o encapsulamento tipo tampão.	31

Figura 13. Circuito electrónico de integração do sensor com o BSN.....	32
Figura 14. Protótipo desenvolvido.....	34
Figura 15. Nó BSN Emissor.....	39
Figura 16. Nó BSN Receptor ligado ao PC via USB.....	40
Figura 17. Programa “Cygwin”.....	40
Figura 18. Interface do Programa BSN.....	42
Figura 19. Interface do programa BSN.....	43
Figura 20. Recolha e armazenamento dos valores de temperatura intra-vaginal.....	44
Figura 21. Dados armazenados num ficheiro Excel.....	45
Figura 22. Amostra de medidas da temperatura intra-vaginal de mulheres, recolhidas durante os testes realizados em ambiente hospitalar.....	46
Figura 23. Amostra de medidas da temperatura intra-vaginal de mulheres, recolhidas durante os testes realizados em mulheres hospitalizadas.....	47

Acrónimos e Abreviaturas

°C	:	Graus Celsius
A/D	:	Analog to Digital Converter
ADC	:	Analog to Digital Converter
AMON	:	Alert Portable Telemedical Monitor Project
AnEx	:	Analogue External Connector Breakout Board
BASNs		Body Area Sensor Networks
BSN		Body Sensor Network
CD	:	Compact Disc
Mm	:	Milímetros
COM	:	Serial Port Interface
CPU	:	Central Processing Unit
ECG	:	Electrocardiograma
EEG	:	Electroencefalograma
EMG	:	Electromiograma
EOG	:	Electrooculography
DARPA	:	Defense Advanced Research Projects Agency
Gbytes	:	Giga Bytes (10^9 Bytes)
GE	:	General Electric
GHz	:	Giga Hertz (10^9 Hertz)
GPRS	:	General Packet Radio Service
FDA	:	Food and Drug Administrations

IDE	:	Integrated Development Environment
IEEE	:	Institute of Electrical and Electronics Engineers
Kbps	:	Kilo bits per second
LED	:	Light Emitting Diode
MA100	:	Thermometric Biomedical Chip Thermistor
mAh	:	mili-Amperes hour
MBytes	:	Mega Bytes (10^6 Bytes)
MHz	:	Mega Hertz (10^6 Hertz)
MRI	:	Magnetic Resonance Imaging
nesC	:	Network Embedded System C
NTC	:	Negative Temperature Coefficient
OS	:	Operating System
PDA	:	Personal Digital Assistant
PC	:	Personal Computer
RAM	:	Random Access Memory
RISC	:	Reduced Instruction Set Computer
RS-232	:	Recommended Standard 232
RSAC		Redes de Sensores de Área Corporal
RSSF	:	Rede de Sensores sem Fios
SARP	:	Surgical Assistant Robot for Prostatectomies
SDK	:	Software Development Kit
Seg	:	Segundos
SpO2	:	Oxygen Saturation
TCB		Temperatura Corporal Basal
TinyOS	:	Tiny Operating System
UHF	:	Ultra High Frequency
USB	:	Universal Serial Bus

Capítulo 1

Introdução

Com o recente avanço da electrónica, um número cada vez maior de sensores biomédicos estão sendo implantados no corpo humano para monitorização, diagnóstico e tratamento de doenças [1]. Actualmente, os sensores são muito úteis aos métodos de diagnóstico, acompanhamento e tratamento médico. Vários estudos têm sido realizados em aplicações médicas para alcançar melhores resultados no tratamento e prevenção de doenças [2-5]. Em alguns estudos médicos, os investigadores necessitam de parâmetros fisiológicos para analisar o que só pode ser captado por sensores electrónicos [6, 7]. Esses estudos levam ao desenvolvimento de novos sensores corporais que poderiam ajudar na recolha de parâmetros fisiológicos para a realização desses estudos médicos [8-10]. Estes sensores corporais geralmente podem ser classificados em dois tipos, de acordo com as suas colocações: sensores intra-corporais, que são colocados no interior do corpo humano e sensores que são utilizados fora do corpo humano, a maioria deles operando em contacto com a pele. De acordo com estudos realizados nos últimos anos, existe uma estreita relação entre certos estados do corpo humano e as suas temperaturas (por exemplo, o metabolismo basal, a contração muscular, a ingestão de alimentos, e alguns sintomas da doença). Durante o dia, para o mesmo indivíduo, a sua temperatura corporal varia em cerca de 0.5 graus Celsius [11].

A monitorização de parâmetros fisiológicos do corpo humano poderia ajudar os profissionais da saúde a correlacionar as leituras de temperatura com algumas das patologias [12]. A temperatura intra-vaginal é um dos parâmetros fisiológicos do

corpo feminino mais controlado e útil para o acompanhamento da fertilidade [13-16]. Para cada mulher, a caracterização deste parâmetro poderia ajudar a estabelecer um padrão para a correlação da temperatura intra-vaginal e a fase do ciclo menstrual. Isto poderia ajudar as mulheres a evitar a gravidez. Por outro lado, permitiria às mulheres detectar a ovulação e o seu período fértil, o que possibilitaria seleccionar o momento certo para engravidar. O conhecimento da temperatura intra-vaginal da mulher também poderá ajudar na prevenção e detecção das seguintes situações: a detecção de contrações durante a gravidez, a eficácia terapêutica de alguns medicamentos ginecológicos, a prevenção do parto pré-termo, assim como apoiar a descoberta de novos possíveis métodos contraceptivos.

1.1 Definição do Problema e Objectivos

Todos os estudos baseados na temperatura corporal basal (TCB)¹ utilizam um método muito doloroso para as mulheres, em que as suas TCB têm de ser registadas com um termómetro digital basal [17], em tempos específicos. Todas as leituras são utilizadas para construir um gráfico da fertilidade. Com o preenchimento deste gráfico, as mulheres poderiam detectar o seu período fértil através da observação do aumento da sua temperatura basal [13]. Além dos problemas descritos, uma outra questão discutível neste método é a validade dos dados recolhidos. A medição da temperatura, realizada por cada mulher, poderia não ser feita de forma adequada, o que levaria à elaboração incorrecta do gráfico de fertilidade.

O nosso trabalho ajuda a proporcionar um estudo médico utilizando um dispositivo intra-vaginal para recolher valores de temperatura durante um tempo específico definido pela equipa médica. Este estudo médico tenta estabelecer uma correlação entre a temperatura intra-vaginal e algumas etapas no sistema reprodutivo feminino.

Os dados recolhidos por este dispositivo não serão apenas utilizados para monitorizar a temperatura intra-vaginal, mas também, para desenvolver estudos que

¹ Temperatura Corporal Basal (TCB) é a temperatura do corpo medida imediatamente após o acordar, antes que qualquer actividade física seja feita no dia. Nas mulheres, a ovulação causa um aumento de 0.25 a 0.50 graus Celsius na TCB.

possam ajudar os profissionais da saúde a melhorar o conhecimento da relação entre a temperatura intra-vaginal e algumas questões da gravidez. Portanto, a motivação deste trabalho centra-se na criação de um sensor de temperatura intra-vaginal.

Outros estudos, publicados em 1994 [15] e 1996 [16], propõem a utilização de um sistema baseado no uso de um sensor intra-corporal e de uma unidade de recepção remota. O sensor intra-corporal tem como objectivo medir a temperatura corporal que envia à unidade de recepção remota recorrendo a uma comunicação sem fios (UHF – Ultra High Frequency). O receptor armazena todas as medidas recolhidas em memória. Posteriormente, uma vez ligado a um computador, o receptor poderá descarregar todas as medidas efectuadas. Uma vez no computador, as medidas recolhidas poderão ser analisadas recorrendo a softwares específicos. A solução proposta neste artigo difere da descrita anteriormente, no facto de ser proposto um sistema com a possibilidade de monitorização e controle da temperatura intra-vaginal de várias mulheres em simultâneo. Para isso, é usado o padrão de comunicação IEEE 802.15.4 entre os módulos emissores e o módulo receptor. Desta forma, poderemos ter vários módulos emissores controlados por um único módulo receptor.

Assim, o principal objectivo deste trabalho é o estudo e construção de um sensor para monitorização da temperatura intra-vaginal. Para atingir este objectivo geral, foram identificados e executados os seguintes objectivos intermédios:

- Revisão detalhada da literatura relacionada com sensores intra-corporais;
- Construção de um novo sensor intra-corporal para recolher as leituras de temperatura intra-vaginal.
- Proposta de um sistema para realizar a comunicação com o sensor intra-corporal;
- Testagem e validação do sistema criado, em ambiente hospitalar e na vida corrente.

1.2 Principais Contribuições

Esta secção apresenta as principais contribuições científicas deste trabalho para o avanço do estado da arte.

A primeira contribuição consiste na proposta de uma versão preliminar do sensor para monitorização de temperatura intra-vaginal e a respectiva aplicação para controlo e utilização do sensor. Esta contribuição foi apresentada na 7^a Conferência de Telecomunicações (ConfTELE 2009) [18].

A segunda contribuição apresenta a versão posterior do sensor sem fios para monitorização da temperatura intra-vaginal, utilizando a tecnologia BSN (*Body Sensor Network*), descrita no presente documento. Esta contribuição faz parte de um artigo submetido para a 9^a Conferência de Redes de Computadores (CRC 2009) [19].

1.3 Organização da Dissertação

Este documento está organizado em cinco capítulos e estes estão estruturados, da seguinte forma. Neste capítulo, o primeiro, apresenta-se o contexto da Dissertação, enquadrando o tema de estudo, a definição do problema e dos principais objectivos, as principais contribuições e a organização da Dissertação.

O Capítulo 2 inicia-se com a revisão da literatura sobre Sensores Corporais e Intra-Corporais. Em seguida, apresenta-se o estudo das aplicações existentes e mais relevantes utilizadas na medição da temperatura corporal. Por último, são descritos alguns projectos ligados a tecnologias de comunicação intra-corporal.

No Capítulo 3 é proposto o novo sensor intra-corporal para medir temperatura intra-vaginal. Este capítulo inclui a descrição do hardware, processos, métodos e ferramentas utilizadas para construir o sensor de temperatura intra-vaginal.

No Capítulo 4 é apresentada a validação e avaliação do desempenho do sistema desenvolvido. Este capítulo, em primeiro lugar, exemplifica a utilização da aplicação para monitorização da temperatura intra-vaginal. Depois, apresenta os resultados de testes práticos realizados pelo sensor intra-vaginal. Os resultados destes testes são representados em gráficos e são feitas algumas considerações.

Finalmente, o Capítulo 5 conclui a dissertação com os principais resultados da investigação e apresentação de propostas para trabalho futuro.

Capítulo 2

Sensores Corporais e Intra-corporais

Neste capítulo é abordado o estado real das principais áreas relevantes já desenvolvidas no âmbito da temática deste trabalho. Depois, são analisadas algumas propostas relacionadas com sensores intra-corporais.

2.1 Introdução

Nos últimos anos, o desenvolvimento tecnológico possibilitou a implementação de circuitos integrados de aplicação específica para tarefas com grande carga computacional, que tradicionalmente se implementam em software.

Como em grande parte dos domínios das tecnologias, a aplicação da engenharia nas ciências da saúde foi profundamente afectada pelos avanços nas áreas da electrónica e da informática. Especificamente, a engenharia biomédica evoluiu com o desenvolvimento da instrumentação, sensores, próteses, dispositivos terapêuticos, e com a aplicação da teoria de sistemas e da física nos sistemas fisiológicos, incluindo o uso de modelos matemáticos [20].

As grandes mudanças na medicina ocorreram no final do século XIX e início do século XX, com o rápido desenvolvimento das ciências aplicadas, tais como a química, física, engenharia, microbiologia, fisiologia, entre outras. Este processo de evolução foi caracterizado pelo enorme intercâmbio entre disciplinas, que possibilitou que a pesquisa médica tirasse proveito da tecnologia existente e desenvolvesse técnicas para diagnóstico e tratamento de doenças. Por exemplo, em 1903, o fisiologista holandês Willem Einthoven construiu o primeiro electrocardiograma prático para registar a actividade eléctrica do coração [21].

A aplicação de descobertas científicas para a análise do processo biológico deu origem a uma nova era na medicina, introduzindo técnicas e dispositivos para medição de parâmetros biológicos. Estudos realizados por Luigi Galvani, em 1780, sobre a electricidade nos animais, deram origem à eletro-fisiologia. Em 1888, Augustus Desiré Waller mostrou que, com um eléctrodo capilar, era possível registar tensões eléctricas na superfície do coração. O modelo matemático proposto por William Thomson, em 1855 para o telégrafo atlântico foi modificado no início do século XIX para descrever o mecanismo de condução ao longo de uma fibra nervosa. Em 1895, Wilhelm Röntgen inventou a aquisição de imagens por raio-X, representando um grande impacto na medicina. No ano seguinte, as empresas Siemens e General Electric iniciaram o fabrico dos primeiros equipamentos de raio-X para uso médico. Estes são alguns dos exemplos da colaboração científica com a medicina, sendo que mais tarde estas duas áreas do conhecimento passaram a evoluir em paralelo [22].

Uma das ferramentas mais importantes para a pesquisa biomédica desenvolvida no século XX foi o microscópio electrónico. Esse equipamento de análise foi inventado no início dos anos 30 por dois grupos de pesquisa alemães, um deles pertencente à universidade de Berlim e dirigido por Hans Hermann Knoll e Ernest Ruska, sendo que o segundo grupo estava situado na Siemens-Schuckert e dirigido por Reinhold Rüdénberg [22].

Na década de 60, os computadores surgiram como ferramentas relevantes para os trabalhos da engenharia biomédica. Nesta década, os cientistas e engenheiros tiveram acesso ao computador, resultando em grande optimismo para aplicar a utilização do computador nas mais diversas áreas.

Na década de 80, corações artificiais para uso temporário começaram a ser implantados, com o objectivo de prolongar a vida do paciente até que um doador surgisse para que o transplante definitivo pudesse ser efectuado. Em 1986, corações artificiais foram implantados por 11 grupos cirúrgicos em cinco países diferentes. Outro avanço tecnológico significativo na engenharia biomédica, na década de 80, foi a introdução de equipamentos para aquisição de imagens através da ressonância magnética ou MRI (*Magnetic Resonance Imaging*). Em 1983, 14 máquinas de MRI foram postas em funcionamento nos Estados Unidos, sendo que no ano seguinte o número cresceu para mais de 90, em virtude da aprovação concedida pelo FDA (*Food and Drug Administration*). A introdução de supercondutores em solenóides permitiu o aumento significativo do campo magnético produzido por esses equipamentos, sendo que em 1987 surgiram técnicas para obtenção mais rápida de imagens, possibilitando a criação de um vídeo onde se mostrava o batimento cardíaco [22].

A robótica teve as suas primeiras aplicações na engenharia biomédica no início da década de 90. Em cirurgias, principalmente neurológicas, existem robôs que auxiliam os cirurgiões ou mesmo efectuam a cirurgia de forma autónoma, mediante programação prévia. Em 25 de Março de 1991 no hospital de Shaftesbury, em Londres, o robô cirúrgico SARP (*Surgical Assistant Robot for Prostatectomies*), controlado por computador, desempenhou uma operação cirúrgica pela primeira vez. Em 1993 o FDA autorizou testes clínicos com robôs em procedimentos cirúrgicos para implante artificial de bacia [22].

Nas últimas três décadas, a engenharia biomédica consolidou-se como uma área de conhecimento abrangente e indispensável para a evolução contínua da medicina e da pesquisa neste ramo. Actualmente, a engenharia biomédica é definida como o uso de princípios e técnicas de engenharia para resolver problemas nas áreas da biologia e medicina, dotando meios para melhorar o diagnóstico e tratamento médico [22].

Os primeiros estudos sobre a utilização do termómetro na medicina foram feitos por Carl Wunderlich que, em 1868, estabeleceu alguns padrões para a temperatura corporal e a relação desta grandeza com as doenças [21]. A partir de então, métodos mais sofisticados para a medição da temperatura foram surgindo, ao passo que diversas doenças foram sendo correlacionadas com as alterações deste parâmetro biológico.

A temperatura basal tem fundamental importância na avaliação da ovulação feminina. Este fenómeno deve-se à secreção de progesterona durante a última metade do ciclo menstrual, havendo uma elevação brusca de pelo menos 0.5 °C, mantendo-se elevada por mais de três dias, indicando que houve ovulação [22, 23]. A avaliação da temperatura da vagina é um método de medição pouco invasivo, sendo utilizado especialmente quando um implante intra-vaginal mede a temperatura interna e envia para um receptor externo. A grande vantagem desta técnica é a aquisição constante da temperatura e a minimização dos erros de medição [24].

2.2 Infertilidade

Infertilidade é a não ocorrência de uma gravidez num casal que manteve relações sexuais sem qualquer método anticoncepcional durante um período de 12 meses. A infertilidade pode dever-se quer ao homem quer à mulher, sendo que ambos os aparelhos reprodutores têm elevada complexidade, havendo ainda casos em que são ambos responsáveis e outros em que a causa da infertilidade não é diagnosticada. A infertilidade pode ser primária, se o casal nunca conseguiu engravidar, ou secundária se já houve uma gravidez bem sucedida.

Cerca de 10 por cento dos casais que tentam engravidar não o conseguem no espaço de um ano sem qualquer contraceptivo, sendo que metade destes casais conseguem ter filhos depois de um tratamento adequado, para o homem ou mulher, num período de 2 anos. Mesmo em circunstâncias ideais, a probabilidade de a mulher engravidar num único ciclo menstrual é de 30 por cento e quando a concepção ocorre apenas 50 a 60 por cento das gestações ultrapassam as 20 semanas.

Conhecem-se actualmente alguns factores de risco que podem levar à infertilidade na mulher, como a idade, cada vez mais avançada, em que ocorre a primeira gestação, factores como desordens de massa corporal, anorexia, bulimia ou obesidade, dietas hipocalóricas ou vegetarianas, em que nem todos os nutrientes são fornecidos. Factores como o stress ou um excessivo e violento exercício físico, atletas, bem com factores ambientais como a exposição a vários poluentes, pesticidas, herbicidas e solventes industriais estão também relacionados com esta epidemia. Doenças do foro

genital feminino como a doença inflamatória pélvica, a endometriose, a síndrome do ovário poliquístico, menopausa prematura ou problemas de implantação do ovo são, entre outras, das causas mais frequentes da infertilidade feminina.

2.3 Temperatura Basal Corporal

A temperatura basal corporal (TBC) (BBT - *basal body temperature*) é a temperatura corporal medida imediatamente após acordar e antes de qualquer actividade física. Nas mulheres, a ovulação provoca um aumento de 0.5 a 1 grau Fahrenheit, 0.25 a 0.50 °C (graus Célsius), na TBC; monitorizar a TBC é uma das formas de estimar o dia de ovulação. A tendência das mulheres possuírem temperaturas mais baixas nos dias que precedem a ovulação e temperaturas mais elevadas após esta, é conhecida como um padrão bifásico.

Este padrão tem uma explicação hormonal, isto é, nos dias que precedem a ovulação há um pico de secreção de estrogénios pelo folículo maduro, enquanto o aumento da temperatura se deve à secreção de progesterona. Fazer uma carta de controlo deste padrão pode ser usado como um componente de um indicador de fertilidade [25].

O método da temperatura basal é um método largamente utilizado quer para conseguir, quer para evitar a concepção, este é feito seguindo uma série de passos de forma a ser o mais correcto e fiável possível, no entanto, tem algumas desvantagens no que concerne à sua utilidade no tratamento da infertilidade. Desde logo, porque este método até agora tem sido executado com termómetros comuns, sendo os mais sofisticados os digitais, sendo um método com pouca sensibilidade, principalmente se tivermos em conta que as variações de temperatura são na ordem de 0.25 a 0.50°C.

2.4 Sensores e sua Utilização nas Ciências Médicas

O sensor é um instrumento que mede uma propriedade física e a converte num sinal, sinal este que pode ser lido por um observador ou por um instrumento. Um exemplo

simples é o termómetro de mercúrio que converte a temperatura medida, em expansão ou contracção de um líquido que pode ser lido num tubo de vidro calibrado. Qualquer que seja o sensor, mesmo que simples, é necessário que haja uma calibração com padrões conhecidos. Há um sem fim de aplicações para os sensores, que vão desde a indústria automóvel, aeroespacial, robótica, medicina entre outros. A sensibilidade de um sensor reflecte a capacidade que este tem de transmitir, quando esta ocorre na propriedade a ser medida [26].

Uma das áreas de conhecimento, senão mesmo a que mais investe na investigação de sensores, é precisamente a das ciências da saúde. Cada vez mais se intensifica o ritmo de investigação de novos sensores que permitam diagnosticar, monitorizar e acompanhar a evolução de uma situação clínica. Este ritmo intenso de procura traduz-se no desenvolvimento crescente de novos sensores que, em última análise, contribuem para melhorar a qualidade de vida dos doentes, bem como diminuir a morbilidade e mortalidade de determinada patologia [27]. Não está, no entanto, neste momento a ser desenvolvido qualquer sensor intracorporal para monitorizar a temperatura intra-vaginal.

2.5 Redes de Sensores Sem Fios

Na década de noventa, a miniaturização e a redução dos custos possibilitou à indústria semicondutora a criação de microprocessadores, potentes e suficientes para transportar o processamento desejado.

Pensa-se que esta redução no tamanho e um consecutivo aumento na capacidade de processamento está para continuar nas próximas duas décadas, com microprocessadores a tornarem-se cada vez mais pequenos em tamanho e baratos, de ano para ano [28]. Os avanços nas comunicações sem fios, no desenho dos sensores, na tecnologia de armazenamento de energia significam que o conceito de rede de sensores sem fios (RSSFs) (*Wireless Sensor Networks*) está a tornar-se rapidamente numa realidade [29]. Micro sensores integrados com poucos milímetros de tamanho, com processamento *on board* e capacidade de transferência de dados sem fios são os componentes básicos desta rede já existente [30, 31]. Além disso, uma quantidade de

aplicações tem sido proposta para o uso das redes de sensores sem fios, estando aptas para modificar todos os aspectos do nosso dia-a-dia.

Uma das primeiras aplicações desenvolvidas para utilizar em larga escala as redes de sensores sem fio foi o “Smart Dust” desenvolvido pela Universidade da Califórnia em Berkeley e fundado pela Defense Advanced Research Projects Agency (DARPA). O objectivo do projecto era produzir uma plataforma comunicativa autónoma sensorial, de escala milimétrica, para sensores de rede distribuídos de modo maciço [31].

Concebido inicialmente como uma aplicação militar, o conceito de “Smart Dust” envolveu o uso de milhares de pequenos sensores sem fio que poderiam ser espalhados sobre uma grande área de campo de batalha, permitindo monitorizar os movimentos do inimigo de forma disfarçada.

Nas primeiras fases do projecto, a equipa ganhou experiência através da construção de motes, utilizando componentes da Intel. Este motes forma criados em *open-source*, no hardware e software, comunicação sem fios de baixa potência e processamento numa só arquitectura.

Um dos pontos-chave para o desenvolvimento das RSSFs é o pequeno sistema operativo disponível livremente com energia eficiente, conhecido por “Tiny OS”, desenvolvido pela Universidade da Califórnia em Berkeley. Este sistema operativo proporciona desenvolvimento de ambientes para as RSSFs, bem como as suas funções sob coacção da potência, tamanho e custo. O software TinyOS percorre, ao mesmo tempo, o hardware e a network, fazendo medições dos sensores, decisões de encaminhamento e controlo do desperdício da potência.

Outro dos sistemas operativos conhecido e utilizado neste tipo de aplicações é o Contiki. Este sistema operativo tem aplicação especializada em dispositivos que realizam tarefas básicas, sendo bastante versátil. O sistema é tão leve que consome apenas cerca de 40 KB de ROM e 2 KB de RAM.

Actualmente, as novas aplicações que emergem para as RSSFs podem ser divididas em três tipos: os que são utilizados para monitorizar ambientes, monitorizar objectos e monitorizar a interacção destes objectos com o ambiente [32]. A companhia British Petroleum (BP) também utiliza estas tecnologias. Um exemplo disso, é a montagem de uma RSSF experimental para monitorizar o equipamento de refinaria, no sentido

de medir vibrações anormais e, dessa forma, alertar os engenheiros para um potencial mau funcionamento de algum equipamento. A BP tem também como objectivo utilizar estas redes para monitorizar remotamente os níveis dos tanques de petróleo dos clientes [29].

Outro exemplo de proposta para o uso das RSSFs é o projecto “Zebronet” da Universidade de Princeton. Tem como objectivo implementar uma RSSF com capacidade a nível de processamento e de largura de banda requeridas para monitorizar a longa área de migração e comportamento das Zebras em África [33].

A tecnologia das redes de sensores sem fios envolve várias áreas de aplicação, contudo não está a especificar os desafios de monitorização do corpo humano. A monitorização do corpo humano utilizando as RSSFs pode ser possível colocando os sensores à superfície do corpo ou implementando-os em tecidos. Na sua essência, o ambiente do corpo humano requer um diferente tipo de frequência de monitorização, com apreciação de desafios diferentes daqueles que são enfrentados pelas RSSFs. A ideia de que o design das RSSFs não serve de forma ideal para monitorizar o corpo humano e o seu ambiente interno, levou ao desenvolvimento de uma plataforma designada por rede de sensores corporais (RSCs) (*Body Sensor Network* - BSN).

A Figura 1 ilustra um exemplo simplificado da arquitectura de uma rede de sensores corporal. Ela representa um paciente com um número de sensores ligados ao corpo, e cada sensor está ligado a um pequeno processador, transmissor sem fios e bateria. Todos estes elementos formam o “*BSN node complex*” capaz de ser integrado, sem barreiras, na casa, escritório ou em ambientes hospitalares. O BSN node retira os dados do sensor ao qual está ligado através de um baixo nível de processamento e depois, transmite esta informação para uma unidade de processamento local (LPU). Os dados de todos os sensores, são desta forma reunidos pela unidade de processamento local (LPU) e transmitidos, sem fios, para um servidor central, através da wireless LAN, bluetooth, ou telemóvel (GPRS ou 3G) [34]. No entanto, os desafios enfrentados pelas BSN são semelhantes aos das WSN, existindo diferenças intrínsecas entre as duas.

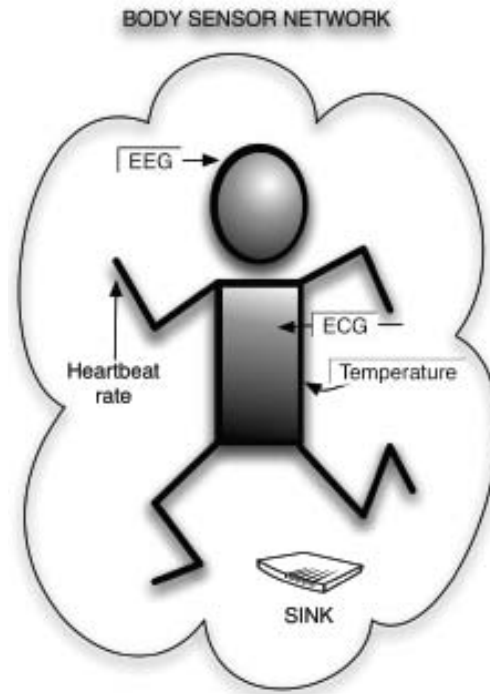


Figura 1. Exemplo de uma Rede de Sensores Corporais.

2.6 Redes de Sensores e Redes de Sensores Corporais

As redes de sensores sem fio são compostas de pequenos nós de sensores inteligentes com uma unidade de transformação e de memória, um transceptor sem fios, e uma fonte de alimentação limitada [35, 36].

As redes de sensores poderiam ser aplicadas na assistência médica, fornecendo serviços de vigilância da saúde [10]. A partir da natureza do organismo, os sensores são colocados em contacto ou muito perto do corpo da pessoa [37].

Smart sensores espalhados pelo corpo de uma pessoa, podem medir os parâmetros médicos como a temperatura corporal, executar Electrocardiogramas (ECG), Electromiogramas (EMG), calcular taxa de batimentos cardíacos, de uma forma eficiente e discreta [38].

Redes de sensores de área corporal (RSAC) são as tecnologias emergentes que prometem novas utilizações no domínio da saúde e outras aplicações médicas. Cada RSAC consiste em vários nós interconectados, próximo, ou dentro de um corpo humano, que juntos fornecem sensoriamento, processamento e capacidades de comunicação [39]. A Figura 2 mostra um exemplo típico de uma RSAC.

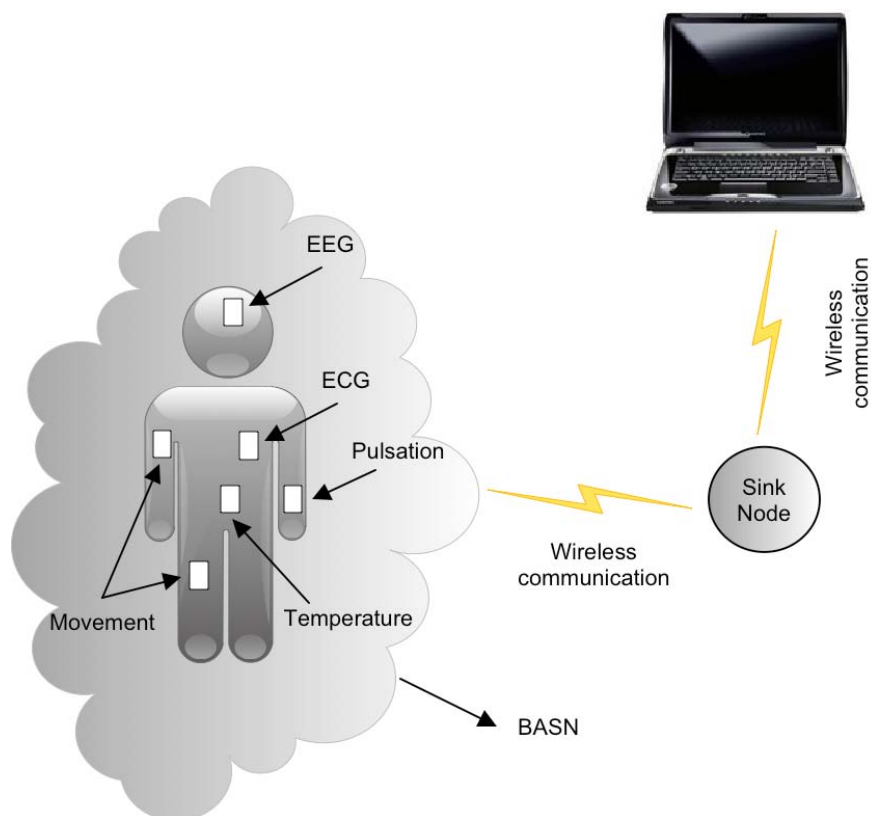


Figura 2. Exemplo de uma rede de sensores de área corporal (RSAC).

Neste cenário, os sensores recolhem os parâmetros do corpo humano e são enviados para um computador central. Este computador é responsável por recolher e processar todos os dados enviados por todos os sensores da RSAC.

2.7 Sensores Corporais e Sensores Intra-Corporais

Os projectos de investigação desenvolvidos têm permitido a monitorização dos parâmetros fisiológicos, tais como a temperatura corporal. Esta secção apresenta alguns dos projectos desenvolvidos para controlar e analisar a temperatura do corpo humano.

O projecto Duofertility [40] foi desenvolvido para o acompanhamento e a análise da temperatura corporal feminina. Este sistema pode detectar e calcular tanto a ovulação como o período fértil. O projecto Duofertility visa ajudar casais que pretendem engravidar. Ele mede a temperatura do corpo feminino, colocando um sensor de temperatura debaixo do braço. O método consiste em registar o valor da temperatura a cada 10 minutos. Este dispositivo debaixo do braço só recolhe a medição de temperatura cutânea. Para acompanhar e analisar as medições recolhidas, este sistema utiliza um leitor de unidade remota. Após a análise dos dados recebidos, o leitor prevê sinalização através de um código de cor que tem o potencial período fértil.

Outro projeto, ANOM [41], integra no seu sistema um sensor cutâneo para efectuar a leitura da temperatura cutânea. Com a integração deste sensor, o projecto ANOM pretende estabelecer uma correlação entre a temperatura corporal central e a temperatura da pele. Esta tentativa não teve êxito, porque se concluiu que a temperatura da pele pode variar com a mudança nas condições ambientais, de modo que a correlação entre a temperatura corporal central e a temperatura da pele não pôde ser estabelecida.

Os projectos acima mencionados basearam os seus estudos na medição da temperatura da pele e na análise da temperatura corporal. Como pode ser visto em [11] e [42], na pele, a temperatura corporal pode ser influenciada pelas condições ambientais. Este comportamento poderá conduzir a uma baixa precisão e resultados errados quando são utilizadas medições da temperatura.

Outro projeto recente de pesquisa, foi conduzido com o objetivo de evitar o cansaço excessivo dos jogadores de futebol americano, através do acompanhamento da sua temperatura intra-corporal [7]. Este sistema inclui dois módulos, um dispositivo que deve ser ingerido pelo jogador um par de horas antes do esforço, e um receptor sem fio que é usado para monitorizar a temperatura intra-corporal em tempo real. Se o

treinador quer saber a temperatura corporal de um jogador, pode utilizar o receptor para verificar a temperatura. Dessa forma, a equipa técnica poderá proceder em conformidade, se necessário, substituir o jogador. Cada dispositivo ingerido só permanece no corpo durante o tempo de digestão (cerca de 24 a 36 horas). Após este período, é eliminado e não pode ser utilizado novamente.

Nos trabalhos [15] e [16], os autores apresentaram um sistema de rádio UHF para medir e controlar a temperatura vaginal.

2.8 Comunicação com o Sensor Intra-Corporal

Esta secção analisa as tecnologias da comunicação RSAC, através da descrição de alguns projectos nesta área. Alguns estudos já foram realizados [38] e [9] pelo que apresentamos alguns destes projectos.

CodeBlue é uma infraestrutura wireless destinada a fornecer um protocolo e software de modo a dar uma resposta ao cenário de catástrofes, permitindo um acompanhamento e monitorização wireless dos pacientes. O sistema integra sensores wireless de baixa potência e computadores portáteis. Uma simples consulta permite aos técnicos de emergência médica obter os dados de um determinado grupo de pacientes. CodeBlue destina-se a escala e em toda uma vasta gama de densidades de rede, e funciona com uma gama de dispositivos sem fios, a partir de recursos condicionados promove a mais poderosa Personal Digital Assistant (PDA) e PC-classe sistemas [9, 43].

LifeShirt [44] é um sistema miniaturizado, utilizado em pacientes internados, e está disponível como um dispositivo comercial através de prescrição médica. O sistema consiste na utilização de sensores embutidos, gravador de dados, bem como a análise e entrega de um relatório através do software VivoLogic. Este sistema inclui a função respiratória, ECG, acelerómetro, pressão arterial, saturação de oxigénio arterial, EEG (eletroencefalograma), EOG (electrooculography), movimentos periódicos das pernas, temperatura corporal central, temperatura cutânea, expirada de CO₂, e tosse. O sistema recolhe e analisa os dados. Um PDA armazena continuamente os dados

fisiológicos do paciente num cartão de memória. Os dados podem ser enviados através da Internet ou ser lidos directamente a partir do cartão.

MobiHealth [45] é um projecto da União Europeia que visa proporcionar um acompanhamento contínuo dos pacientes fora do ambiente hospitalar. MobiHealth tem como objectivos a melhoria da qualidade de vida dos pacientes, permitindo novos serviços de valor acrescentado nas áreas da prevenção da doença, diagnóstico, assistência remota, investigação clínica, estado físico e até mesmo acompanhar a investigação clínica.

UbiMon [46] tem como objectivo proporcionar um contínuo e discreto sistema de vigilância do paciente. Uma série de biossensores foram desenvolvidos, como um 3-lead ECG, 2-lead ECG, e SpO₂ (saturação de oxigênio). O sistema é dividido na arquitectura, nós sensor da rede, a unidade de processamento local, o servidor central, o armazenamento dos dados e o computador. Os dados do sensor são recolhidos e enviados para um servidor através de Wi-Fi / GPRS (*General Packet Radio Service*).

Capítulo 3

Construção do Sensor de Temperatura Intra-vaginal

A detecção da ovulação e do período fértil poderia ajudar as mulheres, tanto para engravidar como para evitar a gravidez. Este período das mulheres poderia ser detectado pelo estudo da sua temperatura intra-vaginal. Este parâmetro do corpo feminino também poderia ajudar na prevenção e detecção das seguintes situações: a detecção das contrações da gravidez, a eficácia terapêutica de alguns medicamentos ginecológicos, prevenção do parto pré-termo, e apoiar a descoberta de novos possíveis métodos contraceptivos. Assim, o objectivo é construir um sistema capaz de medir e recolher a temperatura intra-vaginal. Este sistema irá ajudar a equipa médica no estudo da correlação da temperatura nas situações acima mencionadas. Para alcançar o objetivo proposto é necessário a construção de um sensor intra-corporal.

O primeiro protótipo deste sensor intra-corporal utiliza a plataforma ALFATxp [47]. Esta solução foi apresentada em [18].

3.1 Hardware ALFATxp

O kit AlfaT_xp tem um conector USB para realizar a comunicação com o computador, um cartão de memória SD, 3 entradas analógicas e um conversor A/D de 10 bits. A board requer uma alimentação de 9V, uma ligação por cabo USB, uma ligação por cabo RS232 e um cartão de memória SD. A ligação por cabo RS232-0 é utilizada para comunicar com a board AlfaT_xp e a RS232-1 é utilizada para mensagens de erro Java. A Figura 3 mostra a placa com as características indicadas, identificando os seus principais componentes.

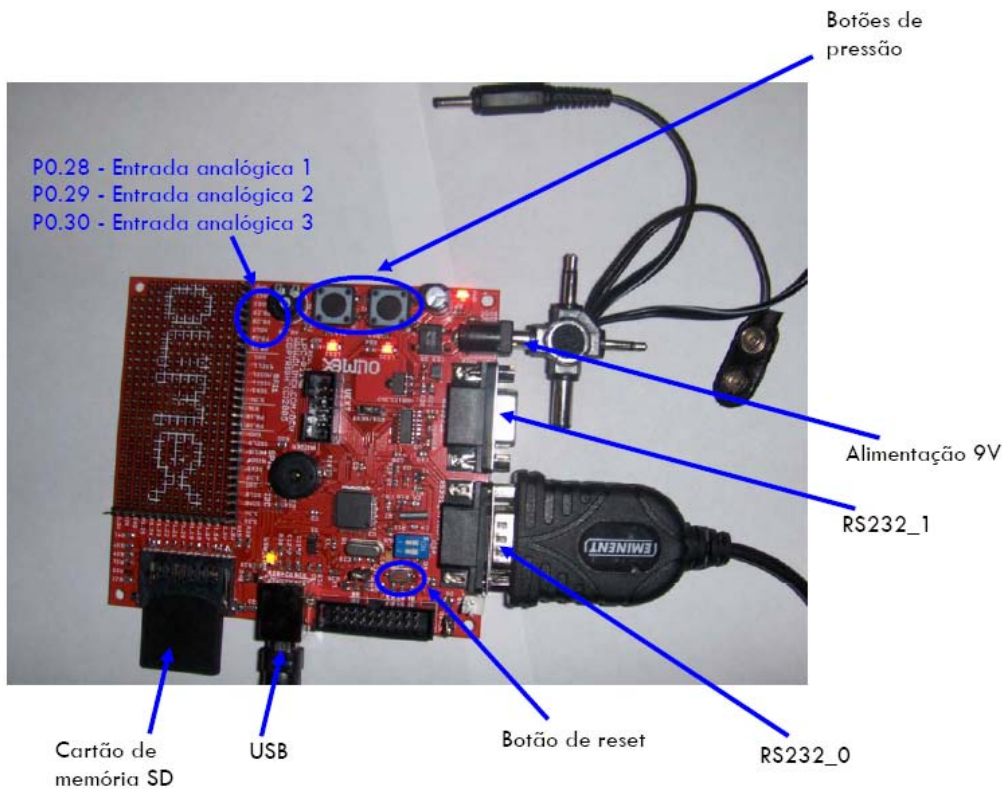


Figura 3. Kit ALFAT_xp e seus componentes principais.

O *AlfaT_xp Development System Board* (ALFAT_xp-DevSys) recebe um utilizador não inicializado, isto é, tem que se configurar a comunicação com a placa. A *board* expõe todas as funcionalidades do ALFAT_xp através do hardware on-board. A board é baseada num produto construído pela Olimex. O AlfaT_xp usa a standard *Communication Device Class* (CDC) e a *Mass Storage Class* (MSC), isto é, como um

sistema operativo (Windows e outros), pode comunicar com um card reader, com um thumb drive, entre outros.

A Figura 4 apresenta o primeiro protótipo desenvolvido. O termistor MA100 liga à entrada analógica de ALFATxp que até 3V traduz um sinal com uma resolução 10 bits, e liga a um computador pessoal através de uma ligação USB.

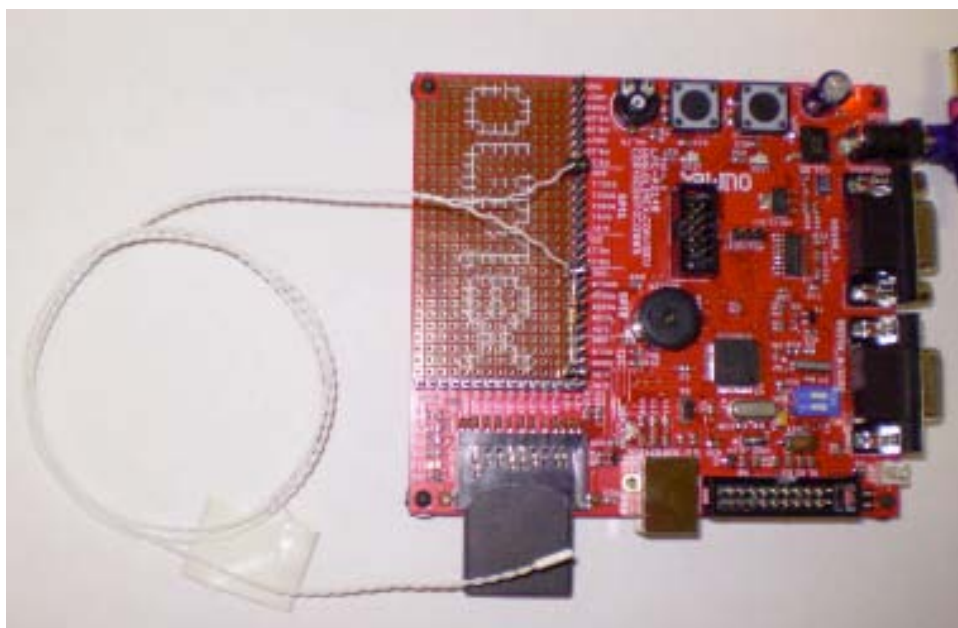


Figura 4. Protótipo para monitorização da temperatura intra-corporal, utilizando o kit ALFATxp

O kit ALFATxp liga a um computador pessoal em funcionamento através do modo de ligação serial RS-232. O dispositivo USB permite acesso ao computador pessoal a partir do conteúdo do cartão de memória SD. A Figura 5 mostra as ligações necessárias entre o computador e o kit ALFATxp. Um estudo preliminar foi realizado com a medição da temperatura ambiente, de modo a testar a viabilidade da solução antes da monitorização da temperatura intra-vaginal.

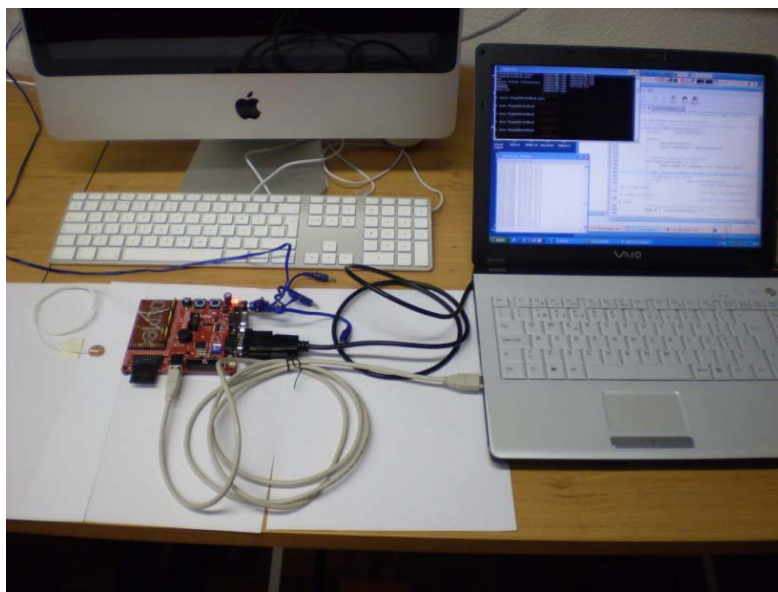


Figura 5. Uma das etapas do desenvolvimento do projecto, utilizando o kit ALFATxp quando está ligado a um PC, utilizando a ligação USB.

Após efectuadas as ligações do kit fica-se pronto para configurar os *drivers* e a comunicação através de um emulador de terminal (como o HyperTerminal, por exemplo). Posto isto, inicia-se-se a aplicação, na qual são disponibilizados Menus de opções ao utilizador. Ao abrir a aplicação, o primeiro menu que deve ser escolhido, por forma a efectuar medições de temperatura, deve ser o menu "Ficheiro" e opção "Ligação" para estabelecer a ligação com a placa.

Ao seleccionar esta opção será aberto o HyperTerminal, no qual se pode definir uma nova ligação ou abrir uma ligação anteriormente definida. Para inicializar a recolha dos dados e acesso ao cartão de memória deverá clicar no botão "reset" da placa, após este clique a placa será inicializada em modo Java Program que permite ao utilizador escolher várias opções do Menu disponibilizado, tal como mostra a Figura 6.

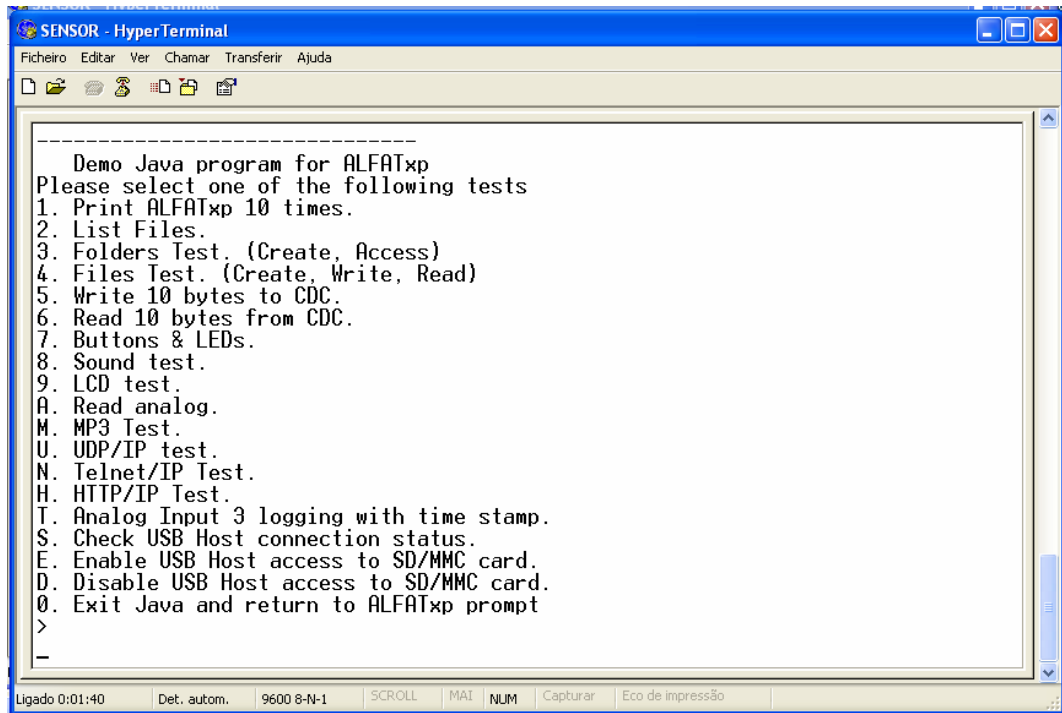


Figura 6. Menu do Java Program.

Neste Menu as opções que mais nos interessam são as seguintes:

- *S*: para estabelecer a comunicação com a placa;
- *E*: para permitir o acesso ao cartão de memória;
- *T*: para inicializar e parar a medição das temperaturas;
- *0*: para sair do Java Program.

Após efectuar fundamentalmente as opções "*S*", "*E*" e "*T*", é criado o ficheiro onde serão armazenados os valores de temperaturas lidas. Todos os dados recolhidos em tempo real estão a ser guardados num ficheiro de texto que fica armazenado no cartão SD da placa Kit AlfaT_xp.

O kit de desenvolvimento ALFAT_xp tem uma dimensão considerável para ser utilizado na solução final do sensor intracorporal. Assim, torna-se muito difícil de manipular e usar para atingir a aplicação desejada. Além disso ALFAT_xp apenas se liga ao computador com uma ligação física. As limitações do ALFAT_xp levaram à

construção de um novo protótipo, usando uma plataforma diferente. Esta nova plataforma é mais compacta e utiliza comunicações sem fios.

O equipamento utilizado foi o kit de desenvolvimento BSN (*Body Sensor Networks*). O kit de desenvolvimento BSN foi projectado para facilitar a criação de redes de sensores corporais (RSCs). Este simplifica a criação de protótipos de novos biossensores e permite a investigação e desenvolvimento de aplicações BSN. Das muitas características presentes neste kit de desenvolvimento, por serem as de maior relevância para o presente trabalho, destacamos as seguintes: baixo consumo de energia, comunicação sem fios, miniaturização, flexibilidade, programável e facilidade de integração de novos sensores através de pontos/placas de expansão.

3.2 Hardware BSN

Esta seção descreve as características mais relevantes no hardware utilizado - plataforma BSN (Figura 7).

Com cada Kit de desenvolvimento são fornecidos dois nós *BSN*. Os dois nós *BSN* são idênticos e podem ser programados utilizando o programador *USB*. Para o *debugging* do programa, existem três LEDs programáveis incorporados em cada nó. No modelo padrão nenhum dos nós está equipado com antena. Mesmo sem antena, os nós podem comunicar sem fios a uma curta distância de aproximadamente 10m (sem antena). Os dois nós BSN podem formar uma rede básica peer-to-peer de sensores sem fio para aplicações simples.



Figura 7. Plataforma BSN.

Foi escolhida a plataforma BSN para o desenvolvimento do sensor intra-corporal, porque possui excelentes características que respondem às necessidades do sistema a construir. Esta plataforma é uma plataforma sem fios e foi concebido pela Imperial College London. É composto pelos seguintes componentes: um CPU de 8MHz Texas Instruments™ MSP430 (Central Processing Unit), um 2.4GHz IEEE (Institute of Electrical and Electronics Engineers) 802.15.4 Chipcon™ transceptor sem fios (CC2420) e uma bateria. Na Figura 8 está representada a arquitectura do nó BSN. Todas estas características estão compactadas em dimensões muito pequenas (26 x 26 mm). Em seguida serão descritas, em detalhe, algumas destas componentes.

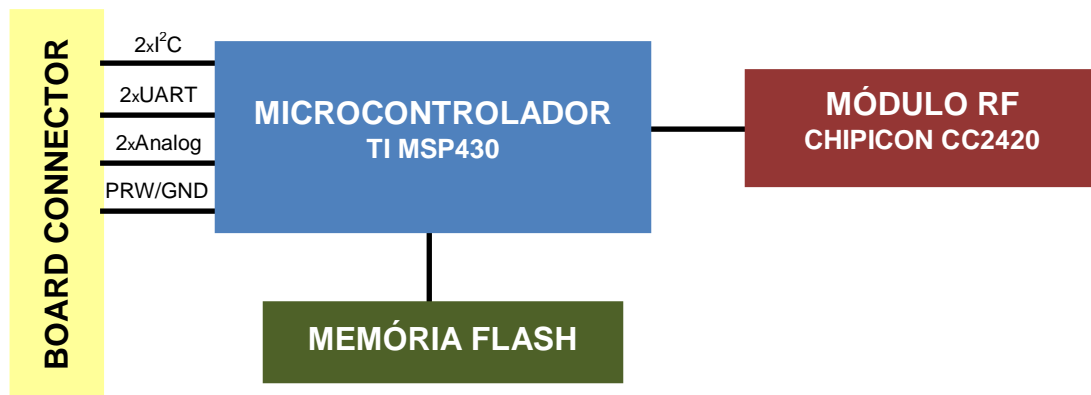


Figura 8. Arquitectura do nó BSN.

Em vez de integrar todos os componentes numa única placa, o Kit BSN é constituído apenas pelo processador, módulo RF e memória na placa principal e com os outros componentes personalizáveis e empilháveis. A seguir, apresentam-se os detalhes dos seus componentes principais.

Microcontrolador

A plataforma BSN platform utiliza o processador da Texas Instruments MSP430 [48]. Uma das características mais interessantes deste microcontrolador é o seu baixo consumo de energia durante períodos de inactividade (modo activo: 280µA; modo stand-by: 1.6µA e modo inactivo: 0.1µA). É baseado num CPU com 16-bit RISC (Reduced Instruction Set Computer) com 2KBytes de memória RAM (Random Access

Memory), 60KBytes de memória flash e 256Bytes de armazenamento de informações. Este microcontrolador também tem 8 canais ADC (*Analog-to-Digital Converter*) de 12-bit A/D (*analogico-digital conversor*). No nosso estudo, esta característica é extremamente necessária para a integração do novo sensor de temperatura.

Comunicação

A plataforma BSN tem a capacidade de comunicar com o mundo exterior, através de um sistema sem fios, utilizando um módulo receptor através de comunicação padrão IEEE 802.15.4.

Prototype board

O design do *prototype board* facilita a integração de diferentes sensores com o nó BSN. Possui apenas um par de conectores para interligar com o nó BSN (uma ficha macho e outra fêmea) e um ponto de ensaio para cada um dos sinais presentes no nó BSN. Deste modo, pode ser utilizado como interface para integrar sensores ou outro hardware. Para adicionar um sensor de temperatura ao nó BSN, basta efectuar correctamente as ligações aos pontos "SENSOR_PWR" e "GROUND", e utilizar um dos 6 canais ADC ("ADC0" para "ADC5")

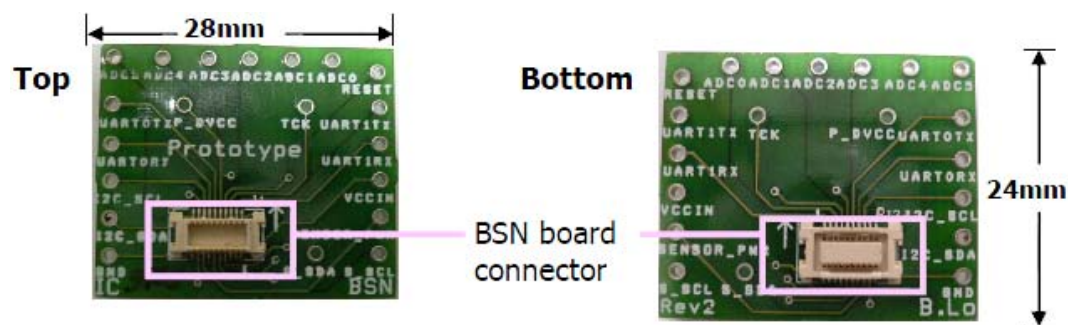


Figura 9. Prototype board.

Battery Board

A *battery board* é constituída por 4 componentes: *Power on/off switch*, *Reset button*, *Battery retainer* e *BSN board connector*.

A *battery board* foi projectada de modo a permitir utilizar diferentes tipos de baterias. A bateria por nós utilizada é a CR2430. Trata-se de uma bateria de lítio, (*Lithium Coin Cell Battery*), com uma tensão nominal de 3 V, e uma capacidade de 270 mAh.

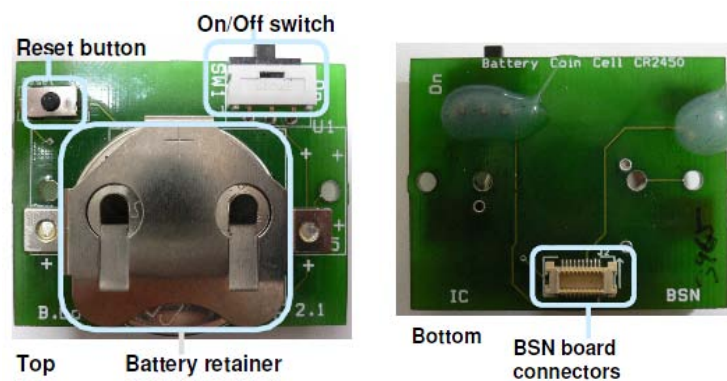


Figura 10. Bateria.

3.3 Sensor Intra-vaginal

Esta secção descreve todos os detalhes de hardware que levou ao desenho e concepção do novo sensor de temperatura intra-vaginal, capaz de medir e armazenar as leituras de temperatura intra-vaginal. Esta secção inclui também a descrição do *firmware* utilizado desenvolvido para operar e controlar este sensor.

3.3.1 Integração do Sensor de Temperatura

Para conseguir um sistema prático de modo a obtermos medições da temperatura intra-vaginal foi proposta a arquitectura apresentada na Figura 11. O sensor estará ligado ao componente emissor do sistema e pode ficar junto ao corpo. Depois, através de uma comunicação sem fios, comunica com um receptor que estará ligado ao computador, para guardar e processar os dados recolhidos pelo sensor.

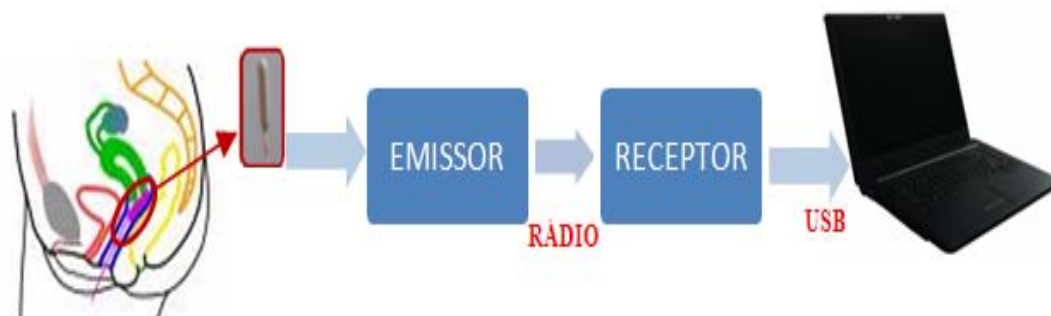


Figura 11. Arquitectura do sistema.

A plataforma BSN tem a maior parte dos recursos necessários para a concepção do nosso projecto. O sensor de temperatura não está instalado no mesmo, logo um dos desafios é o de integrar um sensor de temperatura na plataforma BSN, a fim de obter as constantes leituras da temperatura.

Para a concepção do sensor de temperatura, escolhemos o termistor MA100 [49], que é um tipo NTC MA Biomédicas Chip Thermistor desenvolvidos pela GE Industrial Sensing e de uso exclusivamente para aplicações biomédicas. As suas principais características cumprem os requisitos da nossa solução. Isso significa que, a sua sensibilidade varia de 0°C a 50°C , o tamanho é de 0.762×9.52 mm, além disso, foi concebido para ser utilizado em aplicações biomédicas. Para obter as leituras mais precisas de temperatura, o sensor deve ser colocado no interior do colo do útero feminino que é uma fonte térmica ideal. Para esse efeito, o MA100 precisa ser colocado dentro da vagina. A Figura 12 (a) apresenta o sensor MA100 utilizado neste sistema. No entanto, o sensor MA100 é muito flexível e, conseqüentemente é muito difícil colocar na posição correcta no interior da vagina. Portanto, foi

necessário efectuar o encapsulamento do sensor MA100, tomando este o aspecto de um tampão, que não só é anatomicamente confortável para as mulheres, como também robusto e fácil de usar.

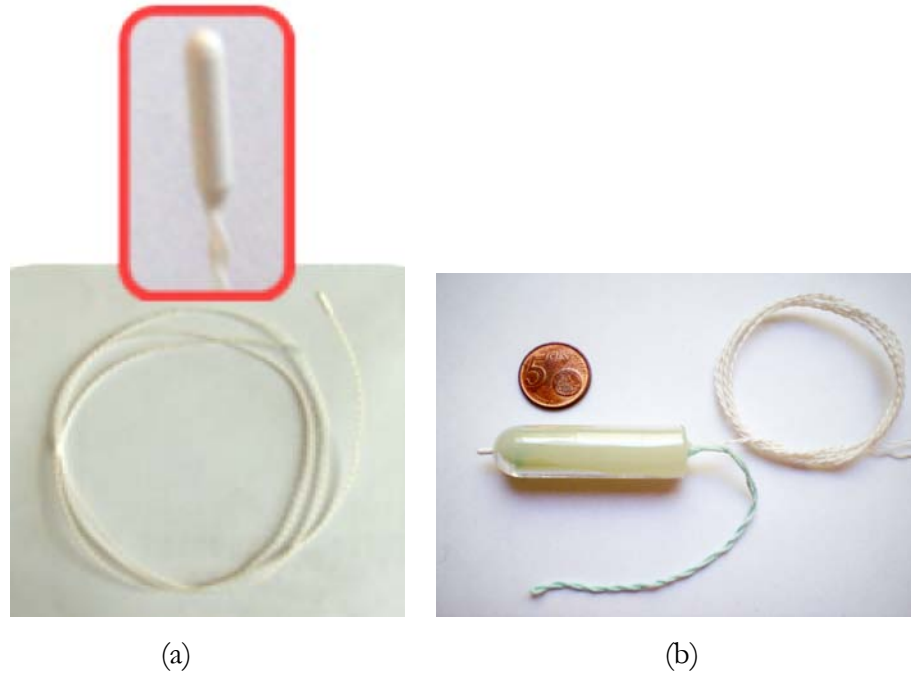


Figura 12. (a) Sensor MA100. (b) Sensor MA100 com o encapsulamento tipo tampão.

A Figura 12 (b) mostra o sensor MA100 com o encapsulamento. Colocar o sensor de temperatura, com essa configuração, é trivial para as mulheres e não deve causar quaisquer problemas ao utilizá-lo. Assim, usando este sensor intra-corporal é como usar um tampão tradicional. Portanto, colocar o sensor MA100 no interior da vagina, é idêntico ao procedimento de qualquer tampão tradicional. Além disso, e com o objectivo de ser reutilizável, o sensor intra-corporal pode ser esterilizado e facilmente lavável.

3.3.2 Princípio de funcionamento do sensor

O sensor intra-corporal desenvolvido compreende duas partes: um sensor térmico de temperatura (MA100) e uma unidade de processamento (plataforma BSN). O sensor de temperatura (MA100) realmente é a única parte do sistema que é colocado no interior do corpo feminino. Para conseguir leituras precisas de temperatura, o MA100 é colocado no colo do útero. A unidade de processamento (BSN) é colocada fora do corpo da mulher, por causa do tamanho volumoso. O sensor de temperatura (MA100) mede os valores da tensão e envia-os para o BSN usando uma conexão com fio flexível. Cada valor de tensão tem um valor linear correspondente a um valor de temperatura, de acordo com o circuito electrónico utilizado. Esta análise dá-nos em tempo real a temperatura medida pelo sensor de temperatura. A Figura 13 apresenta o circuito electrónico desenvolvido para a integração do sensor térmico MA100 no sistema. A análise deste circuito é traduzida pela equação (1) que corresponde à medição da temperatura T , em graus Celsius ($^{\circ}\text{C}$). Nesta equação, $V_{0^{\circ}\text{C}}$ corresponde à medição da tensão (em mili-volts) à temperatura de 0°C ; V_{out} corresponde à medida de tensão aos terminais do termistor MA100, e o valor constante 30.04 corresponde à variação do aumento da temperatura no valor de 1 grau Celsius ($^{\circ}\text{C}$), por mili-volts.

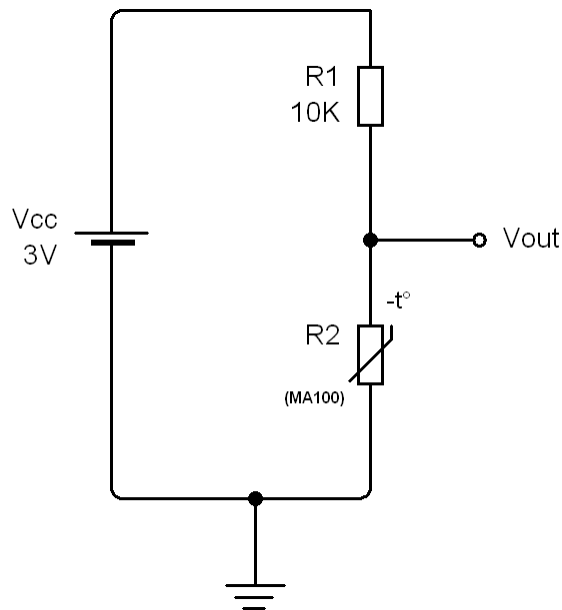


Figura 13. Circuito electrónico de integração do sensor com o BSN.

A equação (1) representa o valor teórico calculado. Em experiências práticas, esta equação sofreu algumas correcções quando a operação da temperatura de calibração foi realizada. Estas correcções foram feitas devido à imprecisão dos valores obtidos de temperatura quando se utilizou a equação (1). Esta imprecisão foi relacionada com a perda de tensão que se verificou nos componentes electrónicos.

$$T = \frac{V_{0^{\circ}\text{C}} [\text{mV}] - V_{\text{out}} [\text{mV}]}{30.035 [\text{mV}/^{\circ}\text{C}]} [^{\circ}\text{C}] \quad (1)$$

A equação (2), apresenta o resultado final do processo de calibração da temperatura medida. Os valores calculados de temperatura (2), foram validados a partir do calibrador *Sefram Instrumentos & Systèmes* modelo 4821 [41].

$$T = \frac{V_{0^{\circ}\text{C}} [\text{mV}] - V_{\text{cal}} [\text{mV}]}{30.035 [\text{mV}/^{\circ}\text{C}]} - 1.66 [^{\circ}\text{C}] \quad (2)$$

Onde:

$$V_{\text{cal}} = V_{\text{out}} \times 0.7326 [\text{mV}]$$

$$V_{0^{\circ}\text{C}} = 2299.9 [\text{mV}]$$

A integração de sensores térmicos MA100 na plataforma BSN foi feita a partir de um canal ADC (ADC0) disponível. Na Figura 14 é mostrado o protótipo desenvolvido que permite ler e armazenar os valores de temperatura intra-vaginal.

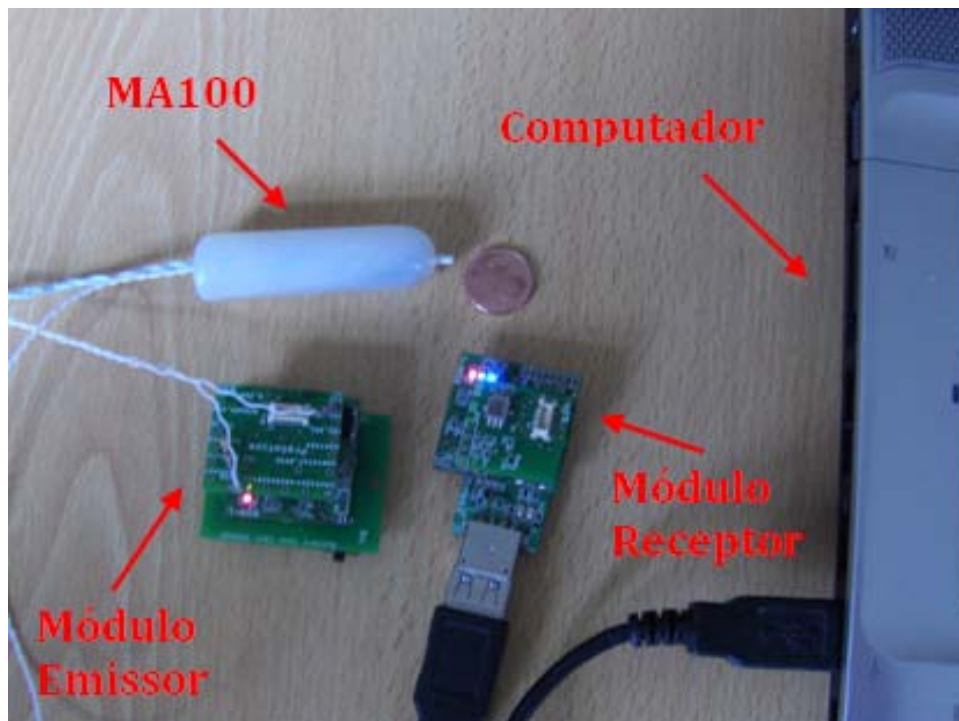


Figura 14. Protótipo desenvolvido.

A partir da Figura 14 podemos observar a ligação entre todos os elementos do sistema implementado. O sensor MA100 liga aos terminais do Prototype board do módulo emissor através dos pinos ADC0, VccIN e GND. O módulo receptor liga ao computador através de uma ligação USB. O módulo emissor e receptor comunicam entre si, usando o padrão de comunicação IEEE 802.15.4.

Para conseguir adquirir as medidas da temperatura realizadas pelo MA100 foi necessário desenvolver *firmware* específico para cada um dos módulos, emissor e receptor. O *firmware* desenvolvido para o módulo emissor é responsável pela aquisição dos valores da tensão medidos pelo MA100 através de uma das suas entradas analógicas de expansão disponibilizadas por este módulo. É ainda responsável por enviar cada valor medido para o módulo receptor através de comunicação IEEE 802.15.4. Por seu turno, o módulo receptor está sempre à espera de novos dados no canal de comunicação IEEE 802.15.4. O programa RFTTestSend é um transmissor que envia os pacotes para o receptor, enquanto que o programa RFTTestRecv é concebido para receber os pacotes. Ao enviar um pacote para o receptor, o LED vermelho do transmissor pisca periodicamente (com base no

intervalo de tempo definido) e quando o receptor recebe o pacote, o LED vermelho pisca numa menor taxa de frequência (metade da frequência do transmissor).

Analogamente ao RFTTestSend, foi elaborado o programa RFTTestRecv para tratar os pacotes de comunicação IEEE 802.15.4. Caso chegue um novo dado, este é enviado pela conexão USB para o computador.

O uso do padrão de comunicação IEEE 802.15.4 permitiu que o módulo receptor conseguisse receber informação dos vários módulos emissor presentes na sua área de cobertura de rede. Desta forma, é possível monitorizar a temperatura intra-corporal de várias mulheres em simultâneo. O alcance de detecção dos módulos emissores pelo módulo receptor situa-se entre os 50 e os 125 metros, de acordo com a respectiva especificação.

3.3.3 Sistema Operativo e Linguagem de Programação

O TinyOS é um dos sistemas operativos desenvolvido especificamente para corresponder de forma eficiente às exigências específicas de uma rede de sensores sem fios. O TinyOS é um sistema operativo que se baseia na execução de eventos e foi desenhado especificamente para ser energeticamente eficiente e modular. Este sistema operativo permite que um dispositivo de escassas capacidades contenha elevados níveis de concorrência, em contraste com os sistemas operativos baseados em *threads*, que exigem a reserva de espaço por cada contexto de execução.

O TinyOS é um sistema operativo open-source desenvolvido especificamente para plataformas de redes de sensores sem fios. Trata-se de um sistema operativo embebido, escrito na linguagem de programação nesC [50], sendo capaz de gerir tarefas e processos. O TinyOS é desenvolvido por um consórcio liderado pela Universidade da Califórnia e pela Intel Corporation.

Como já tinha sido referido anteriormente, o TinyOS é um sistema operativo orientado a eventos, ou seja, camadas de baixo nível têm a capacidade de enviar eventos às camadas acima. Assim, não contém um ciclo de espera, uma vez que o

tempo de espera de um evento é muito pequeno. O TinyOS realiza a integração completa com hardware.

Este sistema operativo é igualmente dirigido a interrupções. Existem dois tipos de interrupções: por relógio e por rádio. As interrupções por relógio acontecem quando se está a usar um temporizador, quando este dispara é gerada uma interrupção no processador que é interpretada pela camada mais baixa do sistema operativo, sinalizando as camadas de cima até chegar à aplicação. O mesmo se passa nas interrupções por rádio, a aplicação é sinalizada quando um pacote chega por rádio.

O TinyOS foi desenvolvido de modo a ser modular, isto é, cada componente é responsável apenas pelos serviços que oferece. Então, um componente é uma peça do sistema que só depende de outros componentes que lhe fornecem serviços. Isto faculta uma grande flexibilidade ao sistema, pois cada componente é independente da aplicação, sendo possível utilizar vários componentes ao mesmo tempo.

A linguagem de programação nesC (*network embedded systems C*) [50] é uma extensão da linguagem C desenhada especificamente para a plataforma de TinyOS. As bibliotecas e as aplicações do sistema operativo TinyOS são escritas nesta linguagem de programação.

O nesC tem uma sintaxe semelhante à linguagem C, embora suporte o modelo deste sistema operativo. Assim, fornece mecanismos de estruturação, ligação e nomeação de componentes de software. Esta linguagem permite aos programadores construir de forma simples sistemas simultâneos completos. Neste trabalho utilizou-se a versão 1.2 do nesC, a qual é um requisito de instalação do TinyOS 2.0.

As aplicações construídas em nesC baseiam-se em ligações entre diferentes componentes através de interfaces. Assim, um componente fornece e usa interfaces. Estas interfaces são bidireccionais, contêm comandos e eventos. Os componentes fornecedores da interface implementam os comandos, enquanto os utilizadores implementam os eventos.

A separação da definição das interfaces dos componentes fornecedores e utilizadores possibilita a existência de interfaces standard, proporcionando componentes reutilizáveis e mais flexíveis. Assim, um componente pode utilizar e fornecer o mesmo tipo de interface ou, até mesmo, fornecer múltiplas instâncias da mesma interface.

Em nesC existem dois tipos de componentes: módulo e configuração. Os componentes de módulo fornecem o código da aplicação e implementam uma ou mais interfaces. Os componentes de configuração são usados para definir as interfaces que realizam as ligações entre os diferentes componentes. Assim, todas as aplicações em nesC são descritas em alto nível por um componente de configuração responsável pela ligação de todos os componentes que são utilizados.

Capítulo 4

Validação do Sistema – Testes e Resultados

Este capítulo demonstra a utilização da aplicação que permite efectuar e gerir a comunicação sem fios com o sensor, bem como a leitura e armazenamento dos dados da temperatura intra-vaginal recolhidos. Depois, serão destacados os resultados obtidos nos testes realizados.

4.1 Software utilizado pela aplicação

Esta aplicação é utilizada para monitorar, processar e armazenar as medições de temperatura realizadas pelo sensor térmico (MA100) instalado na plataforma BSN. Após a programação dos nós BSN, colocamos o sensor no nó BSN emissor (Figura 15).



Figura 15. Nó BSN Emissor.

Seguidamente, ligamos o nó BSN receptor ao PC através do programador USB (Figura 16).



Figura 16. Nó BSN Receptor ligado ao PC via USB.

Inicializamos o programa “Cygwin”. Seguidamente, executamos o programa "motelist". O programa "motelist" irá listar todos os nós BSN ligados ao computador via programador USB e associados a uma porta COM.

```
Am érico@am-c6bb2ccd3f7d /opt/tinyos-1.x/BSN/blink
$ motelist
Reference  CommPort  Description
-----
ICQC3MK1  COM5      BSN Node v2.0

Am érico@am-c6bb2ccd3f7d /cygdrive/c
$ make bsn install.1 bs1,4
make: *** No rule to make target `bsn'. Stop.

Am érico@am-c6bb2ccd3f7d /cygdrive/c
$ bsn

Am érico@am-c6bb2ccd3f7d /opt/tinyos-1.x/BSN
$ cd blink

Am érico@am-c6bb2ccd3f7d /opt/tinyos-1.x/BSN/blink
$ make bsn install.1 bs1,4
```

Figura 17. Programa “Cygwin”.

RFTest - Compilar e fazer o upload do programa para os nós BSN (Emissor e Receptor)

RFTestSend:

```
make bsn (Compila e carrega o programa)
make bsn reinstal,1 bsl,xxx (Faz o upload do programa para o nó
                             BSN)

ou

make bsn instal,1 bsl,xxx (Constrói o programa e faz o upload
                           para o nó BSN)
```

RFTestRecv:

```
make bsn
make bsn reinstall,2 bsl,xxx
ou
make bsn instal,2 bsl,xxx
```

1,2-> ID exclusivo para o nó BSN (endereço do nó BSN)

xxx = 'COM port'-1 (se for usada a COM5 então, xxx=4)

Executamos o programa “BSN_PC.exe” que se encontra na pasta “BSN\Prg2”, como se apresenta na Figura 18.

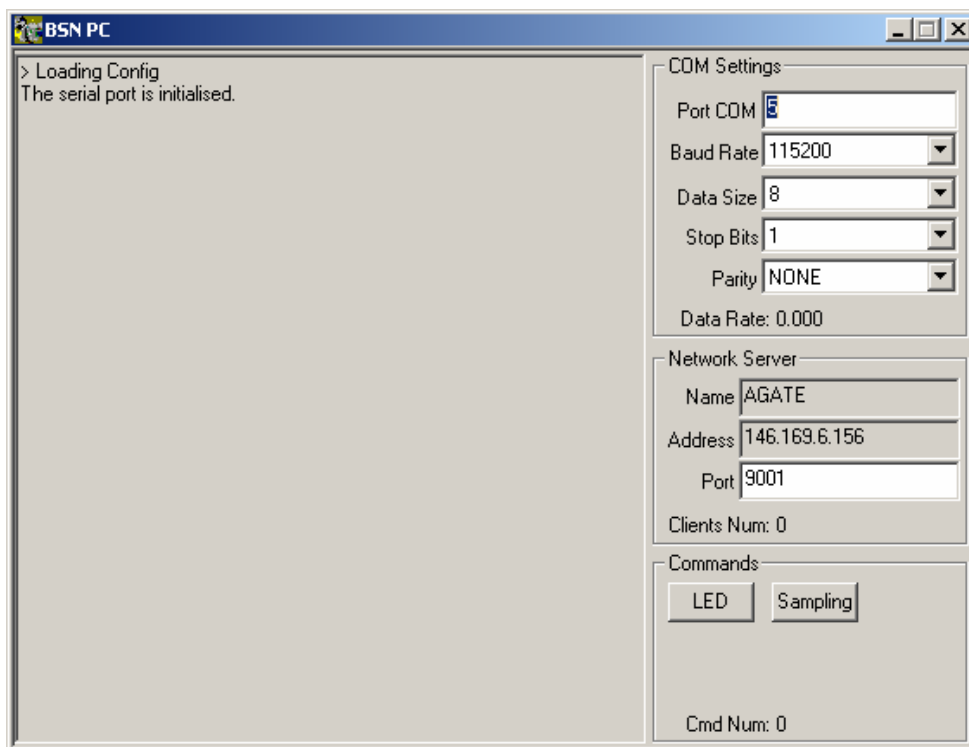


Figura 18. Interface do Programa BSN.

Definimos a "Porta COM" a ser atribuída ao programador USB. Escolhemos a opção “Sampling”, onde podemos activar o nó BSN 1 ou BSN 2, o tempo, em segundos, da duração da nossa recolha e atribuir o nome do ficheiro onde vão ser armazenados os valores de temperatura intra-vaginal lidos.

LED

Ao clicarmos no botão LED aparece-nos uma nova janela, onde são identificados os diferentes nós do sistema. Para além disso, dispõe de uma opção para activar os três leds, vermelho, verde e amarelo existentes em cada um dos nós. Deste modo, podemos efectuar o teste de comunicação entre cada um dos nós.

SAMPLING

Ao clicarmos no botão SAMPLING aparece-nos uma nova janela, conforme apresentado na Figura 19, onde podemos activar o nó BSN que pretendemos, definir o tempo de duração da recolha de valores da temperatura, a partir do nosso sensor, em segundos e definir o nome do ficheiro onde vão ser armazenados os valores de temperatura lidos.

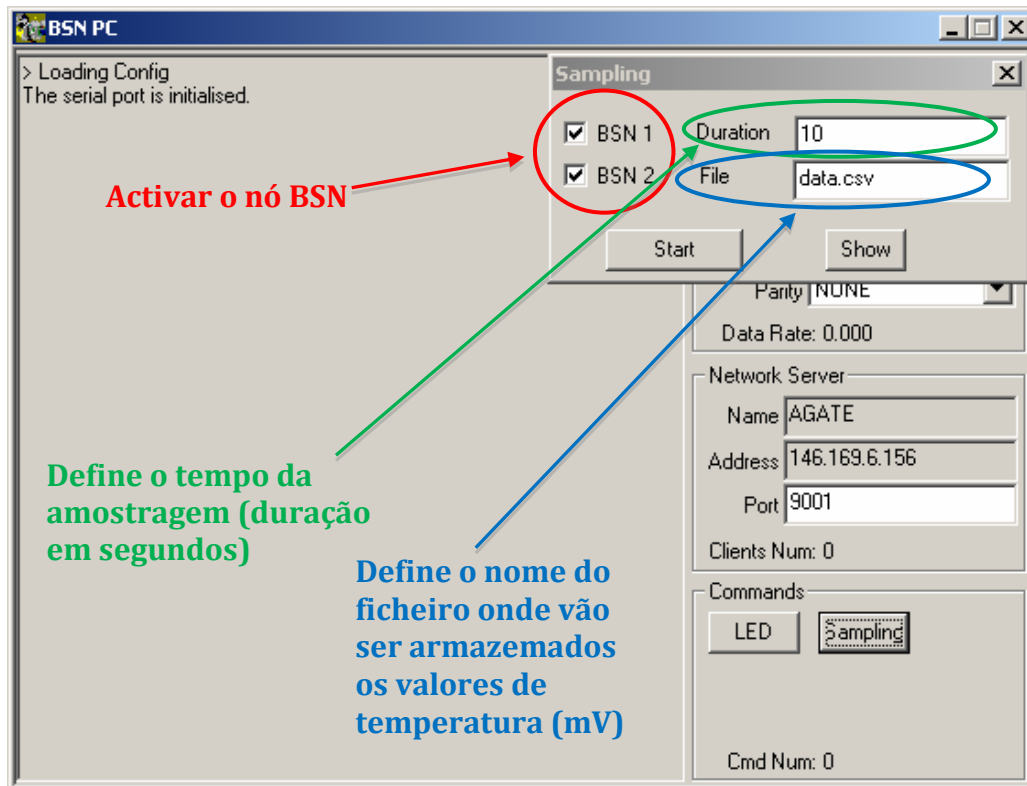


Figura 19. Interface do programa BSN.

Para inicializar a recolha e armazenamento dos valores de temperatura basta clicar no botão “Start” (Figura 20).

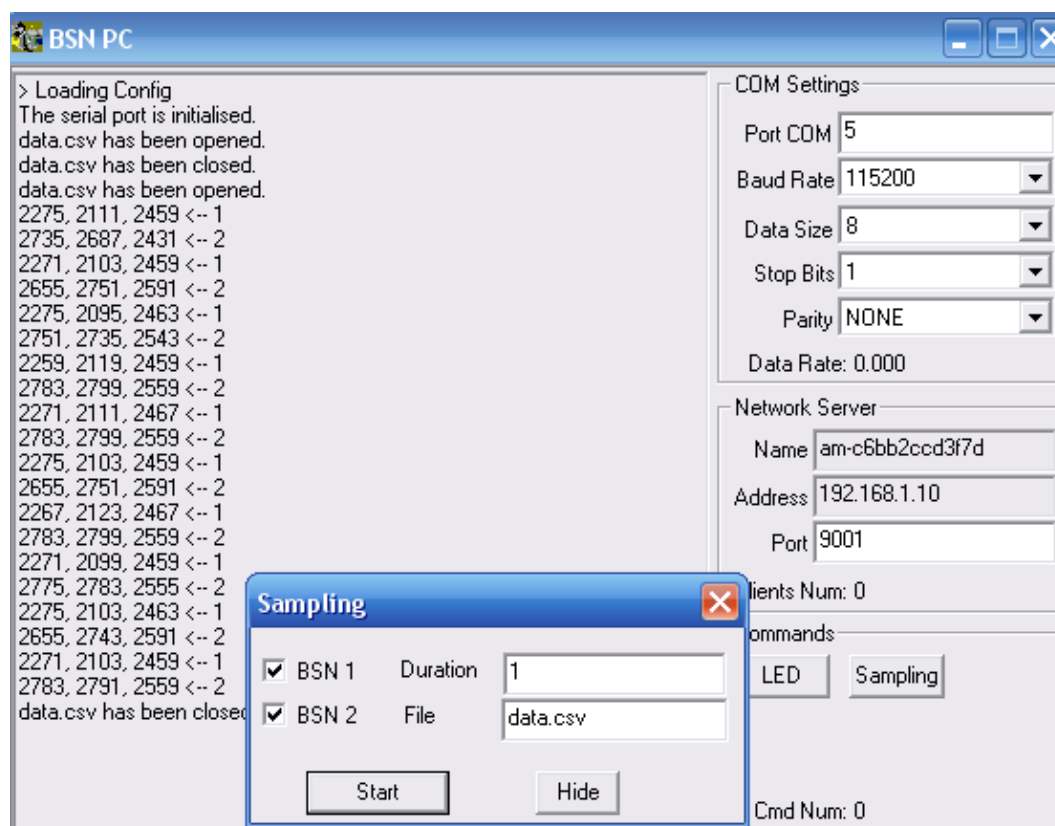


Figura 20. Recolha e armazenamento dos valores de temperatura intra-vaginal.

Depois de recolhidos os dados são guardados num ficheiro que facilmente pode ser visualizado em Excel. Na Figura 21, apresenta-se um exemplo com dados armazenados num ficheiro Excel.

ID nó BSN

	A	B	C	D
1	1, 1: 2275, 2111, 2459, 2683			
2	2, 2: 2735, 2687, 2431, 2879			
3	1, 2: 2271, 2103, 2459, 2675			
4	2, 2: 2655, 2751, 2591, 2799			
5	1, 3: 2275, 2095, 2463, 2647			
6	2, 4: 2751, 2735, 2543, 2775			
7	1, 4: 2259, 2119, 2459, 2687			
8	2, 4: 2783, 2799, 2559, 2895			
9	1, 5: 2271, 2111, 2467, 2691			
10	2, 5: 2783, 2799, 2559, 2891			
11	1, 6: 2275, 2103, 2459, 2671			
12	2, 6: 2655, 2751, 2591, 2799			
13	1, 7: 2267, 2123, 2467, 2691			
14	2, 7: 2783, 2799, 2559, 2891			
15	1, 8: 2271, 2099, 2459, 2663			

Valores da temperatura intra-vaginal (mV) a partir do sensor MA100 (ADC 0)

Figura 21. Dados armazenados num ficheiro Excel.

4.2 Validação do Sistema – Testes e Resultados

O protótipo apresentado foi testado e validado, com recurso a experiências realizadas em mulheres no seu dia-a-dia normal. A equipa NetGNA também testou este sensor em mulheres hospitalizadas. Estes testes foram realizados pela equipa médica que fez a validação do novo sensor intra-corporal no terreno. Os testes realizados tiveram em atenção a usabilidade, conforto e principalmente a precisão do novo sensor.

O sistema apresentado foi testado em 6 mulheres no seu dia-a-dia. Estes testes foram realizados por períodos de 2 a 3 horas ao longo de vários dias. A validação dos resultados recolhidos teve como base a sua comparação com medidas da temperatura corporal das mesmas mulheres durante os testes realizadas com termómetros digitais em baixo do braço e da língua. Sendo estes os pontos mais comuns hoje em dia para

aquisição da temperatura corporal humana [11], são no entanto, bastante incómodos para leituras e monitorizações deste parâmetro de forma continuada.

Outros testes, realizados pela equipa do grupo de investigação NetGNA, foram realizados em mulheres em ambiente hospitalar. Neste caso, os testes foram realizados e supervisionados na íntegra pela equipa médica. Estes testes foram realizados enquanto as mulheres, que aceitaram realizar os testes e colaborar no estudo, se submetiam a pequenas cirurgias. A duração aproximada das cirurgias foi de 25 a 30 minutos. Os resultados obtidos foram muito satisfatórios e encorajaram a equipa médica a querer continuar a realização de novos testes, com vista ao estabelecimento de padrões de comportamento deste parâmetro biológico feminino.

As Figuras 22 e 23 apresentam uma amostra dos resultados da temperatura intra-vaginal recolhidos em três dos testes realizados pela equipa médica. A diferença entre cada uma das curvas representadas mostra e confirma, que a temperatura intra-corporal de cada mulher difere uma das outras. Sendo assim, torna-se necessário o estabelecimento de padrões de comportamento, deste parâmetro biológico feminino, individualizados. No futuro, os padrões estabelecidos poderão ajudar no aprofundar do conhecimento da relação da variação deste parâmetro com determinadas patologias ou estados do sistema reprodutivo feminino.

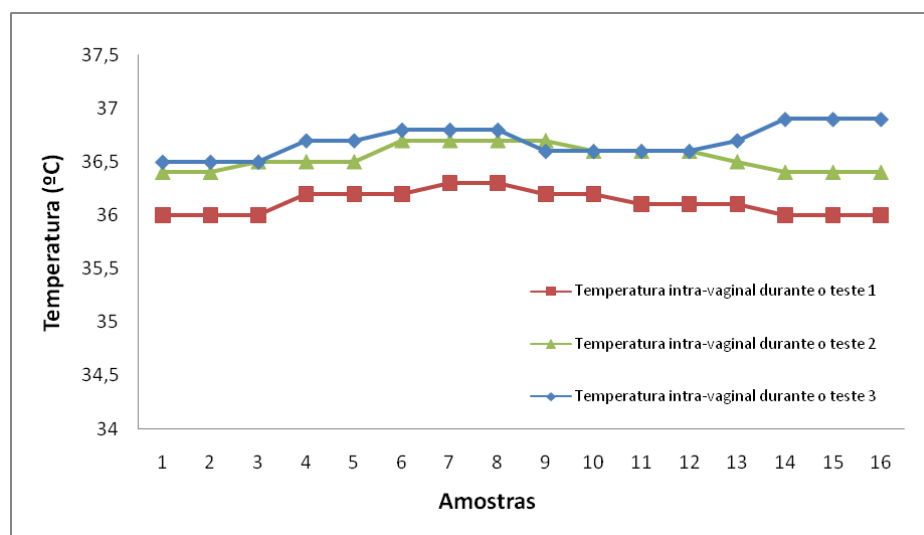


Figura 22. Amostra de medidas da temperatura intra-vaginal de mulheres, recolhidas durante os testes realizados em ambiente hospitalar.

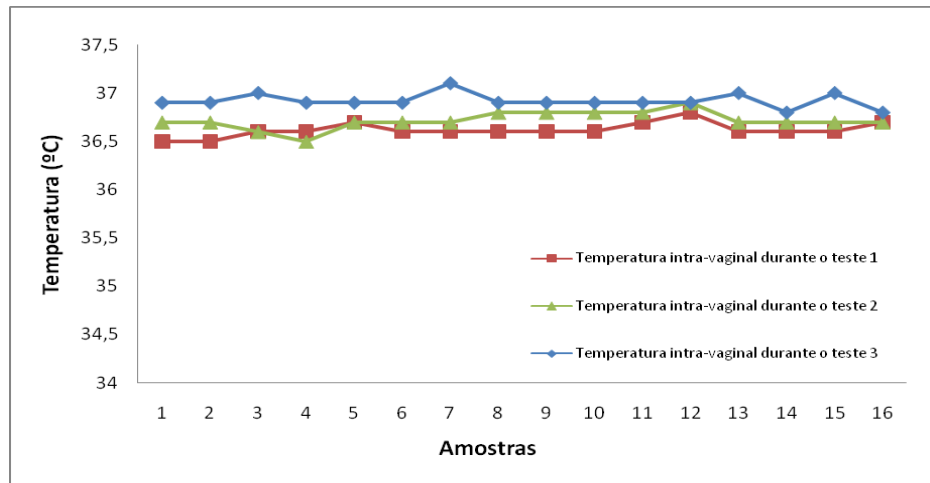


Figura 23. Amostra de medidas da temperatura intra-vaginal de mulheres, recolhidas durante os testes realizados em mulheres hospitalizadas.

Capítulo 5

Conclusões

Este capítulo apresenta uma síntese das principais realizações e aponta para várias direcções para futuros trabalhos.

Neste trabalho foi apresentado um novo sensor intra-corporal para monitorização contínua da temperatura intra-vaginal. Iniciou-se pelo enquadramento do tema, definição dos objectivos e identificação das principais contribuições do presente trabalho.

No capítulo 2, fez-se a revisão da literatura sobre Sensores Corporais e Intra-Corporais. No capítulo 3, propusemos o novo sensor intra-corporal para medir a temperatura intra-vaginal. Inclui a descrição do hardware, processos, métodos e ferramentas utilizadas na construção do sensor de temperatura intra-vaginal.

No capítulo 4, foi apresentada a validação e avaliação do desempenho do sistema desenvolvido. O sistema proposto foi testado em ambiente real, através da realização de várias experiências, tanto em mulheres hospitalizadas, como em mulheres no seu normal dia-a-dia. Os testes realizados e os resultados obtidos foram validados por uma equipa médica, constituindo a equipa de peritos que colaborou com o desenvolvimento deste projecto. Após a validação do sistema proposto, a equipa médica pretende levar a cabo uma recolha exaustiva de medidas deste parâmetro

fisiológico feminino, para definição de padrões de comportamento em várias situações de saúde das mulheres. A definição destes padrões pode ajudar no estabelecimento de correlações entre a variação da temperatura intra-corporal feminina e a identificação de vários estados sintomáticos. As conclusões desses estudos podem ser usadas a propor novos métodos para combater a infertilidade dos casais, antecipar e monitorizar o período fértil feminino, propor e ajustar terapêuticas para o tratamento de inúmeras doenças ginecológicas, desenvolver novos métodos anti-concepcionais e ajudar à prevenção de partos pré-termo.

Como perspectivas de trabalho futuro, temos como objectivo a miniaturização do sistema proposto, de forma a que o módulo emissor possa ser colocado todo dentro da vagina da mulher e não apenas o dispositivo MA100. Este objectivo tornará o sistema mais cómodo e fácil de usar. Será ainda um objectivo futuro a possibilidade de armazenamento da informação recolhida pelo sensor no módulo emissor através da inclusão de um suporte de armazenamento de informação persistente, por exemplo, um cartão de memória (tipo micro-SD). Desta forma, não haveria a necessidade de uma ligação constante ao computador pelo módulo emissor para envio contínuo das medidas recolhidas. Esta operação poderá apenas ser feita quando estiver no raio de acção da ligação sem fios do computador receptor. Outro objectivo no futuro, passará pela supressão da necessidade do módulo receptor ligado ao computador. Actualmente, qualquer computador disponibiliza uma série de módulos de comunicação sem fios embebidos (bluetooth, infra-vermelhos, wi-fi, etc.), pelo que usando um destes tipos de comunicação deixaria de haver necessidade do uso do módulo receptor. Finalmente, o desenvolvimento de uma aplicação de software, a correr no computador para visualização e análise da informação recolhida pelo sistema e controlo do próprio sistema, será objectivo.

Referências

- [1] C. Dario, A. Dunbar, F. Feliciani, M. Garcia-Barbero, S. Giovannetti, G. Graschew, A. Güell, A. Horsch, M. Jenssen, L. Kleinebreil, R. Latifi, M. M. Lleo, P. Mancini, M. T. J. Mohr, P. O. García, S. Pedersen, J. M. Pérez-Sastre, and A. Rey, "Opportunities and challenges of ehealth and telemedicine via satellite," in *European Journal for Medical Research Supplement Proceedings of ESRIN-Symposium*, July 5, Frascati, Italy, 2004, p. 84.
- [2] S. Patel, K. Lorincz, R. Hughes, N. Huggins, J. H. Growdon, M. Welsh, and P. Bonato, "Analysis of Feature Space for Monitoring Persons with Parkinson's Disease With Application to a Wireless Wearable Sensor System," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 6290 - 6293.
- [3] C. H. Chan, C. C. Y. Poon, R. C. S. Wong, and Y. T. Zhang, "A Hybrid Body Sensor Network for Continuous and Long-term Measurement of Arterial Blood Pressure," in *International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors: 4th IEEE/EMBS*, 2007, pp. 121 - 123.
- [4] H. W. Taylor, S. E. Shidler, B. L. Lasley, L. Ngalamou, and F. E. Taylor, "FSH biosensor to detect postpartum ovarian recrudescence," in *Engineering in*

- Medicine and Biology Society. IEMBS '04. 26th Annual International Conference of the IEEE. vol. 1, 2004, pp. 1998 - 2001.
- [5] F. Graichen, G. Bergmann, and A. Rohlmann, "Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature," in *Journal of Biomechanics*. vol. 32, 1999, pp. 1113-1117.
- [6] A. Pantelopoulos and N. Bourbakis, "A survey on wearable biosensor systems for health monitoring," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2008. EMBS 2008. 30th Annual International Conference of the IEEE, 2008*, pp. 4887 - 4890.
- [7] W. D. Jones, "Taking Body Temperature, Inside Out," in *IEEE Spectrum*. vol. 43 Issue 1, 2006, pp. 13-15.
- [8] F. Nebeker, "Golden accomplishments in biomedical engineering," in *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. vol. 21, 2002, pp. 17-47.
- [9] P. Kulkarni and Y. Öztürk, "Requirements and design spaces of mobile medical care," in *ACM SIGMOBILE Mobile Computing and Communications Review*. vol. 11, 2007, pp. 12 - 30.
- [10] G. Shobha, R. R. Chittal, and K. Kumar, "Medical Applications of Wireless Networks," in *Proceedings of the Second International Conference on Systems and Networks Communications: IEEE Computer Society, 2007*, p. 82.
- [11] I. Campbella, "Body temperature and its regulation," in *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*. vol. 9, 2008, pp. 259-263.

- [12] E. F. J. Ring, "Progress in the measurement of human body temperature," in *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE. vol. 17, 1998, pp. 19-24.
- [13] J. Beaudoin and R. Marrocco, "Attentional validity effect across the human menstrual cycle varies with basal temperature changes," in *Behavioural brain research*. vol. 158, 2005, pp. 23-29.
- [14] L. Ngalamou and D. Rose, "Fertility information appliance," in *Proceedings of the 15th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS 2002)*. 2002, pp. 335- 338.
- [15] Z. McCreesh and N. Evans, "Radio telemetry of vaginal temperature." vol. 2 *Engineering in Medicine and Biology Society*, 1994. *Engineering Advances: New Opportunities for Biomedical Engineers*. *Proceedings of the 16th Annual International Conference of the IEEE*, 1994, pp. 904-905.
- [16] Z. McCreeshab, N. E. Evans, and W. G. Scanlonab, "Vaginal temperature sensing using UHF radio telemetry." vol. 18 *Medical Engineering & Physics Journal* by Elsevier Inc., 1996, pp. 110-114.
- [17] BD™, "BD™ Basal Digital Thermometer" in, http://www.bd.com/thermometers/pdfs/524560_P94062_ENG.pdf, acessido em Julho de 2009.
- [18] P. Neves, J. Caldeira, A. Mendes, O. Pereira, and J. Rodrigues, "A Biosensor and Data Presentation Solution for Body Sensor Networks," in *7th Conference on Telecommunications (CONFTELE 2009)*, Santa Maria da Feira, Portugal, May 03 – 05, 2009, pp. 173-176.
- [19] A. Mendes, J. Caldeira and J. Rodrigues, "Sensor Sem Fios para Monitorização da Temperatura Intra-Corporal," 9ª Conferência sobre Redes de Computadores (CRC 2009), Tagus Park, Oeiras, Portugal, 15 a 16 de Outubro de 2009 (submetido).

- [20] - Geselowitz, D. B.; Geselowitz, M. N. The Bioelectrical Century: *Bioelectrical Engineering and the Inside Story of the Electrical Century*. In: Proceedings of the IEEE. v. 87, n. 10, p. 1842-1846, October, 1999.
- [21] - Bronzino, J. D. *The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition*. New York: IEEE Press, 2000.
- [22] - Nebeker, F. *Golden Accomplishments in Biomedical Engineering*. IEEE History Center Publication, Piscataway, NJ, U.S.A., 2002.
- [23] - Benedict, R. P. *Fundamentals of Temperature, Pressure and Flow Measurements*. Third Edition. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1984.
- [24] - Mccteesh, Z.; Evans, N. *Radio Telemetry of Vaginal Temperature*. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, v. 2, p. 904-905, 1994.
- [25] Meylan, J.; Diagnostic Methods in Female Infertility, Infertility and Gynecologic Endocrinology Clinic, Department of Obstetrics and Gynecology, University Cantonal Hospital, 1211 Geneva 14, Switzerland.
- [26] Wilson, B.; Sensors in Medicine, BMJ p. 319, 1999.
- [27] Baldini, F.; Optical, chemical, and biochemical sensors, in medicine, SPIE-The International Society for Optical Engineering, 2006.
- [28] Borkar S. Design challenges of technology scaling. IEEE Micro; 19(4):23-29, 1999.
- [29] Bulusu N, Jha S. Wireless sensor network systems: a systems perspective. Artech House Publishers, 2005.
- [30] Warneke B, Last M, Liebowitz B, Pister KSJ. Smart dust: communicating with a cubic-millimeter computer. Computer 2001; 34(1):44-51.

- [31] Kahn JM, Katz RH, Pister KSJ. Next century challenges: mobile networking for smart dust. In: Proceedings of the International Conference on Mobile Computing and Networking, Boston, MA, 2000.
- [32] Culler S, Estrin D, Srivastava M. Overview of sensor networks. *Computer* 2004; 37(8):41-49.
- [33] Sung M, Pentland A. Minimally-invasive physiological sensing for humanaware interfaces. In: Proceedings of Human-Computer Interaction International 2005.
- [34] Lo BPL, Yang GZ. Key technical challenges and current implementations of body sensor networks. In: Proceedings of the Second International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks 2005; 1-5.
- [35] D. Culler, D. Estrin, and M. Srivastava, "Guest Editors' Introduction: Overview of Sensor Networks," in *Computer*. vol. 37: IEEE Computer Society, 2004, pp. 41 - 49.
- [36] I. Khemapech, I. Duncan, and A. Miller, "A survey of wireless sensor networks technology," in *PGNET, Proceedings of the 6th Annual PostGraduate Symposium on the Convergence of Telecommunications, Networking & Broadcasting*, 2005.
- [37] D. Yun, J. Kang, J.-e. Kim, and D. Kim, "A Body Sensor Network Platform with Two-Level Communications," in *IEEE International Symposium on Consumer Electronics (ISCE 2007)*, Irving, TX, USA, 2007, pp. 1-6.
- [38] P. Neves, M. Stachyra, and J. Rodrigues, "Application of Wireless Sensor Networks to Healthcare Promotion," in *JCOMSS - Journal of Communications Software and Systems*. vol. 4, 2008, pp. 181-190.
- [39] S.-L. Chen, H.-Y. Lee, C.-A. Chen, C.-C. Lin, and C.-H. Luo, " A Wireless Body Sensor Network System for Healthcare Monitoring Application," in *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE*, 2007, pp. 243 - 246.

- [40] DuoFertility, in <http://www.duofertility.com>, , acessido em Julho de 2009.
- [41] U. Anliker, J. A. Ward, P. Lukowicz, G. Troster, F. Dolveck, M. Baer, F. Keita, E. B. Schenker, F. Catarsi, L. Coluccini, A. Belardinelli, D. Shklarski, M. Alon, E. Hirt, R. Schmid, and M. Vuskovic, " AMON: a wearable multiparameter medical monitoring and alert system," in *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* vol. 8, Issue 4, 2004, pp. 415 - 427.
- [42] G. L. Brengelmann, "Body surface temperature: manifestation of complex anatomy and physiology of the cutaneous vasculature," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE.* vol. 3, 2000, pp. 1927-1930.
- [43] V. Shnayder, B.-r. Chen, K. Lorincz, T. Fulfor-Jones, and M. Welsh, "Sensor Networks for Medical Care," Harvard University, 2005.
- [44] "LifeShirt from VivoMetrics," in http://www.vivometrics.com/research/clinical_trials/about_the_system/what_is_the_lifeS_hirt_system.php, acessido em Julho de 2009.
- [45] "Mobihealth project," in <http://www.mobihhealth.org>, acessido em Julho de 2009.
- [46] K. V. Laerhoven, B. P. L. Lo, J. W. P. Ng, S. Thiemjarus, R. King, S. Kwan, H.-W. Gellersen, M. Sloman, O. Wells, P. Needham, N. Peters, A. Darzi, C. Toumazou, and G.-Z. Yang, "Medical Healthcare Monitoring with Wearable and Implantable Sensors," in *UbiHealth 2004: 3rd International Workshop on Ubiquitous Computing for Pervasive Healthcare Applications, Nottingham, England, 2004.*
- [47] "ALFATxp Development System," in <http://www.alfat.co.uk/alfatxp-development-system.html>, acessido em Julho de 2009.

- [48] MSP430x13x, MSP430x14x, MSP430x14x1 mixed signal microcontroller.
Texas Instruments,
<http://focus.ti.com/docs/prod/folders/print/msp430f149.html>, acessido em
Julho de 2009.
- [49] "NTC Type MA100 Biomedical Chip Thermistor Datasheet," in
http://www.gesensing.com/downloads/datasheets/920_321a.pdf, acessido em Julho de
2009.
- [50] P. Levis, "TinyOS Programming", July 2006.