Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Roberto da Silva Soares

Sistema de Alarme para Incontinentes

Janeiro 2015

Universidade do Minho
Escola de Engenharia

Roberto da Silva Soares

Sistema de Alarme para Incontinentes

Dissertação de Mestrado
Mestrado em Redes e Serviços Telemáticos

Trabalho realizado sob orientação de

Professor Raúl Fangueiro
Professora Joaquim Macedo

Janeiro 2015

Agradecimentos

Quero que estas primeiras palavras sejam a expressão da minha profunda gratidão a todos quantos me ajudaram, direta ou indiretamente, a pôr de pé este projeto.

Tive a honra de ter sido orientado pelos Professores Joaquim Macedo e Raúl Fangueiro, a quem agradeço todo o esforço, dedicação e estímulo constante. O rigor e a capacidade científica que têm, foram para mim um processo de aprendizagem, obrigado!

À equipa de trabalho do grupo de investigação FIBRENAMICS, pela simpatia, pelo esforço e por toda a dedicação, um muito obrigado por me abrirem as portas e possibilitarem desta forma "por em pé" este trabalho.

Finalmente, e de um modo muito particular, à minha família. À minha namorada Manuela Santos o amor, a compreensão, o carinho e a paciência sobretudo nas fases mais difíceis! Aos meus pais, todo o amor e apoio que me deram em todos os sentidos. Com a esperança de que tudo isto sirva para lhes mostrar não ter sido completamente perdida a educação que se esforçaram por me dar. Ao meu irmão, Luís, a animação constante e os conselhos para eu poder resistir a esta viagem de uma forma divertida e bem-disposta.

É a eles que, como preito da minha homenagem, ofereço e dedico este trabalho.

Obrigado por tudo!

Resumo

A incontinência urinária, é um problema de saúde com múltiplas repercussões, que interferem negativamente na qualidade de vida dos doentes. Aliado a este facto, está a dificuldade em realizar diagnósticos corretos acerca do grau de incontinência. Sem um diagnóstico correto o tratamento, que já por si é complicado, incorre em dificuldades adicionais.

Assim, tem-se assistido ao desenvolvimento de vários produtos para incontinência, cujo objetivo é melhorar a qualidade de vida dos pacientes, face aos danos causados pela doença. Tratam-se de sistemas concebidos para aumentar a autoestima das pessoas na sua presença em público, face ao receio de algum evento de incontinência.

Nesse sentido, o principal objetivo deste trabalho, é a criação de um sistema de alarme para incontinentes, que é constituído por uma componente de deteção de líquido, incorporada em roupa interior específica para incontinentes e uma componente de geração de alarme, que corresponde a um dispositivo *android*. A comunicação entre os dois dispositivos é estabelecida, através do protocolo Bluetooth.

A componente de deteção de líquido, inclui a implementação de um sensor de líquido baseado em materiais fibrosos, integrado no substrato têxtil específico para incontinentes. É também responsável por, processar a informação proveniente do sensor e por comunicar com o dispositivo *android*. Os resultados provenientes do sensor consistem na resistência elétrica produzida, relacionada com a quantidade de líquido libertado.

Por sua vez, a componente de geração de alarme, é uma aplicação móvel, concretizada com o propósito de emitir alarmes, quando recebe sinais provenientes do dispositivo. Além disso, fornece uma interface de configuração do dispositivo de deteção, para o nível de alarme desejado. Permite ainda registar eventos de incontinência numa base de dados local.

O trabalho desenvolvido tornou possível a conceção e implementação de um sistema de alarme para incontinentes, sendo que o nível de alarme pode ser configurado em função da quantidade de líquidos. A existência duma base de dados com registo de eventos permite a monitorização em modo offline por períodos mais longos.

Abstract

Urinary incontinence is a health problem with multiple repercussions that negatively affect the life quality of the patients. Moreover, it is difficult to perform accurate diagnosis on the degree of incontinence. Without a correct diagnosis, the treatment, which already is complicated itself, incurs in additional difficulties.

Several products have been developed within the last years for incontinence, aiming to improve the life quality of patients, due to the damages caused by the disease. These systems are designed to increase the patient self-esteem when in public situations, due to the afraid of some incontinence event.

Accordingly, the aim of this work, is the development of an alarm system for incontinence, which comprises a liquid detection component, incorporated into specific underwear for incontinence, and an alarm activation component, which corresponds to an android device. The communication between the two devices is established through the Bluetooth protocol.

The liquid detection component includes the implementation of a liquid sensor based on fibrous materials, in a specific textile substrate for incontinence. It is also responsible to process the information from the sensor and to communicate with the android device. The results from the sensor consists on the relationship between the produced electrical resistance and the amount of liquid released.

In its turn the alarm activation component is a mobile application, carried out with the purpose of emitting an alarm when receive signals from the electronic device. Furthermore, provides a configuration interface of the detection device, with the desired alarm level, allowing to register incontinence events in a local database.

The developed work made possible the conception and implementation of an alarm system for incontinence. The alarm level can be set depending on the amount of liquid. The existence of an event log to the database allows the offline monitoring for longer periods.

Índice de conteúdos

Agradecimentos I
Resumo II
Abstract III
Índice de conteúdos IV
Lista de Figuras VII
Índice de tabelas IX
Lista de Acrónimos X
1. Introdução 1
1.1 Motivação 2
1.2 Objetivos 3
1.3 Estrutura do documento 3
2. Estado da arte 5
2.1 Continência e incontinência urinária 5
2.1.1 Principais classificações de tipos de incontinência urinária 6
2.1.2 Fatores de risco 7
2.1.3 Tipologias de diagnóstico 9
2.1.4 Tratamento 10
2.1.5 Prevalência e impacto na sociedade 11
2.2 Introdução aos sensores de líquidos 12
2.2.1 Sensor de humidade e temperatura para introdução em substratos fibrosos ... 12
2.2.2 Sensor de humidade impresso em substrato têxtil 13
2.2.3 Sensor de humidade e método de fabrico 13
2.2.4 Dimensionamento de sensor de líquidos para um sistema de alarme de enurese 14
2.3 Protocolos de comunicação sem fios 15
2.3.1 Bluetooth 15
2.3.2 ZigBee 18
2.3.3 Wi-Fi 18
2.3.4 Revisão comparativa entre os protocolos de comunicação sem fios 19
2.4 Segurança nas comunicações 20
2.4.1 Algoritmos de encriptação de dados 21

2.4.2 Autenticação e privacidade no Bluetooth 23
2.5 Normalização 24
3. Trabalhos relacionados 27
3.1 Produtos para incontinência urinária sem alarme 27
3.1.1 Roupa interior para incontinentes 27
3.1.2 Boxers projetados para problemas de incontinência masculina 28
3.1.3 Sistema de incontinência descartável para homens 29
3.2 Produtos para incontinência com alarme 30
3.2.1 Aparelho para deteção e notificação de incontinência 30
3.2.2 Sistema sem fios inteligente de gestão de incontinência para idosos com dificuldades motoras 31
3.2.3 Alarme vibratório para incontinentes 32
3.2.4 Sistema para gestão de incontinência 33
3.2.5 Sensor de humidade revestido 35
3.2.6 Rede de sensores para gestão de incontinência em pacientes portadores de deficiência 35
3.2.7 Sistema detetor de incontinência utilizando tags RFID 36
3.2.8 Alarme de incontinência baseado na tecnologia RFID 37
3.2.9 Sistema de monitorização de humidade com serviço de notificações. 38
3.2.10 Sistema inteligente sem fios de gestão de incontinência 39
4. Arquitetura do sistema de alarme para incontinentes 40
5. Desenvolvimento do sensor de líquidos 44
5.1 Sensor de líquidos 44
5.1.1 Estudo do dimensionamento do sensor 45
5.1.2 Estudo do desempenho e dimensionamento do sensor de líquidos 47
5.1.3 Conclusões acerca do desenvolvimento do sensor de líquidos 54
5.2 Integração do sensor com o dispositivo 55
5.2.1 Interface com molas de pressão 55
5.2.2 Estudo da interface das molas de pressão com o fio condutor 57
5.2.3 Conclusões acerca do estudo das molas de pressão 61
5.3 Otimização do circuito base 61
5.3.1 Estudo da resposta do circuito quando é aplicada água destilada e urina artificial 62
5.3.2 Estudo teórico preliminar 64
5.3.3 Corrente máxima em caso de transbordo 67

5.3.4 Conclusões 68
6. Dispositivo eletrónico 71
6.1 Circuito eletrónico 71
6.1.1 Características e funções dos componentes do circuito 72
6.1.2 Funcionamento do circuito 74
6.1.3 Teste ao sensor através do circuito desenvolvido 75
6.1.4 Funções do dispositivo eletrónico 77
6.2 Placa de circuito impresso (PCB) 79
6.2.1 Desenvolvimento da PCB 79
6.3 Suporte para PCB 81
7. Aplicação móvel 83
7.1 Descrição de funcionalidades 84
8. Conclusões e trabalhos futuros 89
8.1 Trabalho desenvolvido 89
8.2 Trabalhos futuros 90
9. Referências 93

Lista de Figuras

Figura 1 - Circuito impresso do sensor de humidade [33] 13

Figura 2 - Tipos de configuração dos elétrodos no sensor de líquidos *[35]*....14

Figura 3 - Exemplo de uma scatternet com duas piconets....17

Figura 4 - Patient Auxiliary Current [47] 24

Figura 5 - Patient Leakage Current [47] 25

Figura 6 – Exemplo ilustrativo do recipiente para armazenamento de urina [48] 28

Figura 7 - Boxers para incontinentes [49] 29

Figura 8 - Sistema descartável de incontinência masculina [50]....29

Figura 9 - Diferentes módulos do sistema de notificação e deteção de incontinência [51]....31

Figura 10 - Sistema inteligente sem fios de gestão de incontinência para pessoas com pouca mobilidade [52] 32

Figura 11 - Aplicação do dispositivo e dos fios condutores paralelos em redor do substrato [53] 33

Figura 12 - Diagrama de blocos do sistema de gestão de incontinência [54] 34

Figura 13 - Esquema dos elétrodos impressos que constituem o sensor de humidade [55]....35

Figura 14 - Descrição geral do sistema baseado numa rede de sensores para gestão de incontinência [56] 36

Figura 15- Exemplo de aplicação da tag RFID [57]....37

Figura 16 - Exemplo aplicacional do sistema baseado em RFID *[8]*....38

Figura 17 - Esquemático do sistema sem fios de gestão de incontinência *[7]*....39

Figura 18 - Arquitetura do sistema de alarme 41

Figura 19 - Primeira estrutura do sensor de líquidos no modelo masculino 46

Figura 20 - Circuito do detetor de humidade....47

Figura 21 - Exemplificação do ensaio à estrutura absorvente e da resposta do sensor 49

Figura 22 - Estruturas do sensor com fios nas extremidades, em torno do substrato e transversais 50

Figura 23 - Ensaio preliminar ao sensor inserido na malha 3D, sem a estrutura absorvente estar selada 51

Figura 24 - a) Estrutura final do sensor; b) Disposição dos fios na estrutura final....51

Figura 25 - Resultados de 4 ensaios para o modelo masculino e feminino (1°-4° ensaio)....52

Figura 26 - Teste do substrato referente ao Homem, de 10 em 10ml....53

Figura 27 - Teste do substrato referente ao homem de 5 em 5ml 54

Figura 28 - Protótipos com molas de pressão 56

Figura 29 - Fios quebrados com a fricção 57
Figura 30 - Protótipos para teste das molas 58
Figura 31 - Teste de condutividade através do multímetro 59
Figura 32 - Protótipos com malha condutora 60
Figura 33 - Protótipos com anilhas de silicone 60
Figura 34 – 1º Teste - 10ml de 30 em 30 min 63
Figura 35 - 2º Teste - 10ml de 30 em 30 min 63
Figura 36 - 3º Teste - 5ml de 30 em 30 min 63
Figura 37 - Identificação da resistência (R1) sujeita a teste 65
Figura 38 – Resultados dos ensaios com R = 10kΩ 66
Figura 39 – Resultados dos ensaios com R = 50kΩ 66
Figura 40 – Resultados dos ensaios com R = 100kΩ 67
Figura 41 - Diagrama de blocos do dispositivo eletrónico 71
Figura 42 - Circuito eletrónico do dispositivo 72
Figura 43 - Módulo Bluetooth HC-06 73
Figura 44 - Resultados da leitura do microcontrolador 76
Figura 45 - Fluxograma referente à função de receção de dados do dispositivo eletrónico 78
Figura 46 - Fluxograma referente à função de emissão de dados do dispositivo eletrónico 79
Figura 47 - Esquemático do circuito desenvolvido no EAGLE 80
Figura 48 - Representação em duas dimensões da PCB 80
Figura 49 - PCB referente ao dispositivo eletrónico 81
Figura 50 - Ecrã inicial da aplicação 84
Figura 51 - Página de configuração do nível de alarme 85
Figura 52 - Fluxograma referente à função de configuração de alarme 86
Figura 53 - Fluxograma referente ao serviço de notificações 87

Índice de tabelas

Tabela 1 – Parâmetros de sistema típicos dos protocolos sem fios *[36]*.....19

Tabela 2 - Características estruturais dos protótipos do sensor 45

Tabela 3 – Resultados referentes à corrente máxima que pode passar no circuito.....68

Tabela 4 - Características principais do microcontrolador.....73

Tabela 5 - Formato de dados na base de dados.....88

Lista de Acrónimos

- IU Incontinência Urinária
- WPAN Wireless Personal Area Network
- PES Poliester
- CO Algodão
- ICS International Continence Society
- HV Hiperatividade Vesical
- IUE Incontinência Urinária por Esforço
- IUM Incontinência Urinária Mista
- EUA Estados Unidos da América
- WPAN Wireless Personal Area Network
- PDA Personal Digital Assistant
- WLAN Wireless Local Area Network
- IEEE Institute of Electrical and Electronics Engineers
- MIMO Multiple Input and Multiple Output
- UWB Ultra Wide Band
- NIST National Institute of Standards and Technology
- DES Data Encryption Standard
- 3DES Triple DES
- AES Advanced Encryption Standard
- GSM Global System for Mobile
- RFID Radio Frequency Identification
- PCB Printed Circuit Board
- API Application Programming Interface
- IDE Integrated Development Environment

1. Introdução

A incontinência urinária (IU) é definida pela Sociedade Internacional de Continência como qualquer perda involuntária de urina [1][2]. A IU tornou-se um problema comum na sociedade e por outro lado os pacientes têm dificuldade em definir a gravidade da libertação de urina a que estão sujeitos, constituindo uma tarefa complicada quanto ao diagnóstico e consequente tratamento [3].

Para além de dar origem a muitos problemas de trato social e de higiene, diversos estudos demonstram consequências graves no que diz respeito à qualidade de vida dos utentes. Muitos utentes realçam o odor, como um dos principais fatores de preocupação e constrangimento, outros referem o medo de perder urina durante um evento social, ou até durante a atividade sexual, como uma situação altamente constrangedora [4]. Sendo assim, é natural perceber que os episódios de incontinência durante as atividades desenvolvidas, implicam diversos problemas a nível social, a nível sexual e profissional, contribuindo para uma menor qualidade de vida e para níveis baixos de autoestima [5][6].

Uma vez que se trata de uma matéria complexa ao nível do diagnóstico e tratamento, centros de investigação têm investido no desenvolvimento de produtos, que visem aumentar a qualidade de vida dos utentes. Tais produtos, baseados em roupa interior, são dotados por exemplo, com a capacidade de neutralizar o odor, com a capacidade para absorver ou armazenar os líquidos, ou até com a funcionalidade de gerar um alarme aos utentes, indicando a presença de urina [7][8]. Sendo assim, enquanto não existem soluções simplificadas em termos de tratamento, tenta-se maximizar a qualidade deste tipo de produto.

É objetivo deste trabalho a atribuição de funcionalidades a vestuário interior desenvolvida propositadamente para incontinentes, constituindo, desta forma, um sistema inteligente impulsionado pela possível melhoria da qualidade de vida dos utentes. Assim, no âmbito deste trabalho, o produto foi desenvolvido com a capacidade de gerar alarmes, baseado na quantidade de urina que é libertada, e com a funcionalidade de registar estes eventos de incontinência numa base de dados.

Para tornar viável esta investigação recorreu-se ao uso de *smartphones* (telemóveis da ultima geração), como meio tecnológico, para pôr em prática as capacidades do dispositivo supra referido.

Os *smartphones* são dispositivos com variadíssimas funcionalidades, que de uma forma ou de outra simplificam o dia-a-dia dos seus utilizadores. Aliando estas funcionalidades, à massificação em termos de utilização destes dispositivos, percebeu-se que tirar partido das suas capacidades, seria o melhor elo de ligação entre o produto de incontinência e o utente. Assim, recorrendo-se à comunicação por Bluetooth, aplicação existente na grande maioria dos *smartphones*, pensou-se no desenvolvimento de um dispositivo responsável por detetar a incontinência, que comunique essa informação via Bluetooth para o *smartphone*. Desta forma, foi desenvolvida uma aplicação *android*, com o propósito de funcionar como elo de ligação entre o dispositivo (equipado com um módulo Bluetooth), e o *smartphone*.

Com este sistema, pretende-se criar condições para os utentes que sofrem de incontinência, permitindo-lhe uma melhoria da qualidade de vida, visto que lhes são atribuídas capacidades para monitorizar os eventos de incontinência. Além disso, o facto de ser um sistema interligado com o *smartphone,* é capaz de oferecer mais garantias em termos de privacidade, dado que se trata de um objeto de uso pessoal.

1.1 Motivação

Os fatores que contribuíram em termos motivacionais para o desenvolvimento desta dissertação, têm como base, a possibilidade de poder contribuir com o estudo de algo inovador, que permita às pessoas que sofrem de incontinência urinárias viver com qualidade de vida. A incontinência urinária é um problema, de certa forma grave e global, que causa alguns danos na saúde dos portadores desta doença, tanto a nível físico, emocional como social. Aliado a isso, está também a possibilidade de permitir a implementação de novas técnicas de diagnóstico, do ponto de vista medicinal, através do registo de eventos de incontinência. Contudo, existem outros fatores alienados a esta motivação, tais como a possibilidade de adquirir conhecimento e experiência, no âmbito das aplicações informáticas para *android*, visto ser uma área em ascensão, com elevado destaque a nível global.

A possibilidade de manter o contacto com a eletrónica, no âmbito do dimensionamento e teste do circuito do sensor de líquidos, é igualmente outro dos motivos que justificam a realização deste trabalho.

1.2 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho, consiste em desenvolver um sistema inteligente composto por um sensor de líquido fibroso, um dispositivo emissor e um dispositivo recetor, para alertar a pessoa incontinente em caso de fuga de urina, ou quando o sistema de absorção atinge uma determinada quantidade de líquido.

Mais especificamente pretende-se:

- Desenvolver um sensor de líquido baseado em estruturas fibrosas condutoras, embutidas num substrato fibroso, de forma a poder ser produzido através de equipamentos de processamento têxtil.

- Construir um sistema inteligente que detete uma quantidade de líquidos pré-definida pelo utilizador com capacidade de enviar um sinal através de uma tecnologia de comunicação.

- Desenvolver um sistema de receção de sinal proveniente do dispositivo emissor e acionador de alarme para deteção de eventos de incontinência, através de uma aplicação *android*.

1.3 Estrutura do documento

O presente trabalho divide-se em oito capítulos, nomeadamente a introdução, o estado da arte, os trabalhos relacionados, a descrição geral do sistema proposto, o desenvolvimento do sensor de líquidos, o dispositivo eletrónico, a aplicação móvel e a conclusão.

O primeiro capítulo corresponde a uma componente introdutória acerca do tema da dissertação, onde são descritos também os objetivos traçados. Neste capítulo é apresentada a estrutura do documento, a partir de um resumo breve acerca de cada capítulo. São ainda referidos os principais fatores que influenciaram o desenvolvimento em torno desta temática.

No segundo capítulo, é apresentado o estado da arte relativo ao tema do trabalho. É apresentado um vasto conjunto de conhecimentos, que correspondem às componentes teóricas inerentes à área em que se insere este trabalho. Esta fase engloba uma introdução teórica sobre o problema da incontinência urinária, onde são apresentados conceitos básicos acerca do funcionamento do sistema urinário e o que provoca o problema da incontinência. São apresentados os diferentes tipos de incontinência, os fatores de risco e também o impacto negativo que esta temática provoca na sociedade. São ainda abordadas neste capítulo as tecnologias

relacionadas com o sistema que se pretende desenvolver, nomeadamente, as diferenças dos protocolos de comunicação sem fios e a segurança em torno das comunicações.

Por sua vez, o terceiro capítulo corresponde à parte onde se insere a pesquisa efetuada, sobre os trabalhos e produtos relacionados com a deteção e monitorização da incontinência urinária. São apresentados desenvolvimentos acerca da área em que se insere o tema desta dissertação.

O quarto capítulo corresponde ao desenvolvimento experimental do sistema, descrevendo-se os constituintes do sistema e a forma como se interligam.

Desta forma, no quinto capítulo, descreve-se o desenvolvimento prático do sensor fibroso. Esta fase engloba o estudo efetuado para a integração e projeção do sensor de líquido utilizado, bem como o dimensionamento de um circuito elétrico de base, que permita a angariação de resultados referentes ao desempenho do sensor. Também é descrita uma otimização deste circuito de maneira a cumprir as normas existentes. Para finalizar, é apresentado o estudo da interface do sensor de humidade com o dispositivo eletrónico.

Os capítulos sexto e sétimo deste documento, descrevem o desenvolvimento do sistema de alarme a partir do protocolo Bluetooth. O sexto capítulo aborda a componente referente ao dispositivo emissor de dados que está acoplada ao circuito de deteção. Neste estão também inseridos os desenvolvimentos referentes à produção da PCB. No sétimo, é referido o sistema de receção de dados, que corresponde a uma aplicação desenvolvida para um *smartphone,* com sistema operativo *android*, que recebe e interpreta os dados recebidos via Bluetooth.

Por fim, o oitavo capítulo consiste numa análise dos resultados obtidos e conclusões obtidas. Nesta fase evidenciam-se os resultados mais relevantes acerca do desenvolvimento do sensor de líquidos e do sistema de alarme desenvolvido.

2. Estado da arte

Esta fase, consiste na componente teórica deste trabalho, onde se pretende a aquisição de um vasto conhecimento, importante para o domínio da área de estudo em que a dissertação se insere que, consequentemente, servirá de base para todo o trabalho a desenvolver.

Neste sentido, neste capítulo, encontram-se os resultados da pesquisa efetuada acerca da temática da IU, dos protocolos de comunicação e respetiva segurança, passíveis de serem implementadas no sistema e também da componente normativa, associada a desenvolvimentos nesta área.

2.1 Continência e incontinência urinária

A continência urinária advém da função natural da bexiga, que é a de servir de reservatório para a urina. Constitui à primeira vista uma função simples do corpo humano, no entanto é um sistema bastante complexo. Para que se verifique um bom funcionamento do mecanismo da continência urinária, esta pressupõe que a pressão intra-uretral seja superior à pressão intra-vesical.

A continência baseia-se em quatro fatores principais, sendo que para um funcionamento adequado, deverá existir uma acomodação vesical ao enchimento normal, um esfíncter uretral eficiente, bem como um suporte uretral pelo pavimento pélvico eficiente e uma boa coaptação e selagem da mucosa uretral [9].

A IU é definida pela Sociedade Internacional de Incontinência como uma perda involuntária de urina, que determina e provoca um desconforto social, ao ponto de criar situações embaraçosas e frustrantes, ou um desconforto higiénico, uma vez que contribui para o desenvolvimento de feridas e infeções, influenciando claramente a qualidade de vida dos doentes [10]. Estas perdas involuntárias podem variar, desde uma pequena fuga ocasional, até uma completa incapacidade de conter a urina, e são aumentadas progressivamente com a idade [11].

Apesar dos idosos serem o grupo com maior probabilidade para sofrer de incontinência urinária, esta condição não está diretamente ligada ao envelhecimento. O impacto causado pelo envelhecimento está relacionado com a diminuição da complacência uretral, ou seja, com a

ausência de contratilidade do detrusor. Além disso, a idade tende a diminuir o suporte do colo vesical, o comprimento da uretra e a competência do assoalho pélvico que oferece suporte suplementar à uretra.

A IU ocorre quando a pressão vesical excede aquela que se verifica dentro da uretra, ou seja, quando existe um aumento considerável da pressão para urinar na bexiga. Os rins produzem constantemente urina, que depois flui através de dois tubos, (os ureteres), até à bexiga, onde é armazenada. A parte mais baixa da bexiga, (o colo), está circundada por um músculo, (o esfíncter urinário), que permanece contraído para manter fechado o canal que leva a urina para fora do corpo, (a uretra), de modo que a urina fique retida no interior da bexiga, até que esta encha. Quando a bexiga enche, estímulos são transmitidos ao longo de nervos que interligam a bexiga à medula espinhal, e em seguida, são enviados ao cérebro e o indivíduo toma consciência da necessidade de urinar. Ele pode então, de modo consciente e voluntário, decidir se irá urinar ou não. Quando a decisão tomada é a de urinar, o músculo do esfíncter relaxa, permitindo que a urina flua através da uretra ao mesmo tempo que os músculos da bexiga contraem para empurrar a urina para fora. Esta força de expulsão pode ser aumentada com a contração dos músculos da parede abdominal e do assoalho pélvico para aumentar a pressão sobre a bexiga [9].

2.1.1 Principais classificações de tipos de incontinência urinária

A Sociedade Internacional de Continência, (*International Continence Society* – ICS), definiu que a incontinência urinária pode ser classificada como: incontinência urinária de esforço (IUE), hiperatividade vesical (HV), e incontinência urinaria mista (IUM) [12][13][14].

Incontinência urinária de esforço

Corresponde à perda involuntária por ação de um esforço exercido, como, por exemplo, por um espirro ou tosse e acontece devido a um aumento da pressão abdominal na ausência de contração do detrusor [15].

Esta pode ser vista ainda como incontinência urinária de esforço por hipermobilidade, ou seja, basicamente verifica-se que a uretra e o colo vesical estão deslocados das suas posições normais e durante o esforço, (tosse, espirro), a pressão na bexiga aumenta substancialmente e devido ao facto da uretra estar deslocada, surge a incontinência urinária.

Também pode ser vista como uma deficiência do esfíncter uretral intrínseco, ou seja, apesar de não existir nenhum prolapso do colo vesical e a uretra, e estarem inclusive nas suas posições corretas, o sistema de continência da uretra contém uma anomalia [16].

Hiperatividade Vesical

Está relacionada com a perda involuntária de urina, aliada à urgência miccional [17], estando ou não a bexiga cheia. Acontece quando se verificam impulsos súbitos e incontroláveis de vontade de urinar, e devem-se a uma contração inapropriada do músculo detrusor, durante a fase de enchimento. Uma bexiga hiperativa caracteriza-se pelos sintomas de urgência miccional, havendo ou não incontinência urinária [16].

Incontinência urinária mista

Este caso acontece quando os pacientes se queixam simultaneamente de mais do que um fator, ou seja, quando combina os dois tipos já referidos, sendo que os pacientes podem ter por exemplo, uma urgência e um esforço simultaneamente [16][18].

2.1.2 Fatores de risco

Existem alguns fatores de risco [19] [16] que tornam propício o desenvolvimento da incontinência urinária, tais como:

- **Idade**

A idade é considerada o pior fator de risco para a IU, porque afeta significativamente as pessoas idosas. Consta-se que alguns dos distúrbios urinários em pessoas mais idosas devem-se a uma diminuição da capacidade da bexiga, ao longo dos anos, passando de 500 a 600ml, para 250 a 300ml, constituindo um fator para o aumento da frequência urinária [20].

- **Obesidade**

O peso pode ser um fator preponderante na incontinência urinária, pois o aumento de peso causa uma maior pressão intra-abdominal e, consequentemente, uma maior pressão intravesical, alterando o mecanismo do sistema urinário [21][22].

- **Gravidez**

É um dos fatores que mais se associa com o desenvolvimento da IU. Muitas vezes aparece durante a gravidez e a prevalência eleva-se com o aumento da paridade [23].

- **Tipo de parto**

O parto vaginal, é também associado ao aumento de casos com IU, quando comparado com o parto por cesariana. O parto em si, não é o causador de IU, mas sim quando está associado a lesões do assoalho pélvico [24].

- **Menopausa**

Nas mulheres, as alterações hormonais que ocorrem na menopausa, também podem ajudar ao aparecimento desta doença [24][25].

- **Cirurgias ginecológicas**

Acredita-se que algumas intervenções cirúrgicas, relacionadas com o útero podem comprometer as funções do assoalho pélvico, uma vez que o órgão suporta parte deste assoalho. Há uma associação bastante significativa entre o aparecimento de IU e cirurgias nessa região.

- **Doenças crónicas**

Doenças crónicas, como a diabetes, a constipação crónica ou doenças neurológicas, são fatores de risco para a incontinência urinária. A relação entre IU e diabetes está bem estabelecida porque é uma doença que está ligada à obesidade. A constipação crónica afeta a função urológica, na medida em que é um fator que influencia a compreensão da bexiga, causando infeções para o trato urinário. Frequentemente a força realizada durante a evacuação intestinal, pode lesar a musculatura pélvica [24][26][27].

- **Tabagismo**

Os fumadores apresentam maior tendência para sofrerem desta doença, pois, frequentemente apresentam tosse violenta, que pode causar danos nas funções urológicas, levando ao aparecimento de IU e piorando a frequência e intensidade da incontinência já existente. Estes apresentam um aumento significativo ao nível da pressão vesical com a tosse, quando comparados com os não fumadores[28].

- **Consumo de drogas**

Certas drogas atuam no sistema urinário e podem afetar a função vesical, que por sua vez, pode influenciar o aumento da frequência da libertação de urina. Aliado ao mesmo conceito, alguns tipos de medicamentos são responsáveis por aumentar a frequência e urgência urinária [29].

- **Exercício físico**

Certas modalidades, como a ginástica, podem aumentar a probabilidade de aparecimento da IU, pois, certos exercícios são mais rigorosos na zona abdominal, levando a um aumento da sua pressão [30].

2.1.3 Tipologias de diagnóstico

Estudos revelam que os sintomas de IU são pouco específicos, constituindo dessa forma uma dificuldade acrescida para realização do diagnóstico clínico. Sendo assim, é necessário realizar diagnósticos mais detalhados para se compreender a razão para incontinência em causa. Usualmente, o diagnóstico passa por o histórico clínico; pelo questionário sobre qualidade de vida; pelo diário miccional; por exames físicos; teste do material absorvente e estudo urodinâmico [13] [16].

- **Anamnese**

Este estudo consiste numa entrevista feita ao paciente, onde se pretende identificar alguns aspetos relacionados com a doença, nomeadamente o início dos sintomas, a duração, a gravidade, as consequências associadas e a descrição do impacto na qualidade de vida. Estes fatores constituem de certa forma o histórico, no entanto é frequente que não se obtenha um diagnóstico correto.

- **Diário miccional**

O diário miccional serve como uma ferramenta de diagnóstico, essencialmente quando se suspeita de hiperatividade vesical. É importante que sejam registados todos os medicamentos utilizados pelo paciente, uma vez que uns podem ser causadores dos sintomas. Os pacientes

devem registar a frequência miccional, o volume de líquidos ingeridos e urinados e todos os episódios de perda urinária. O diário miccional deve ser mantido entre 3 a 14 dias, de acordo com a ordem médica.

- **Exame físico**

O objetivo deste exame é caracterizar a incontinência, excluir distúrbios neurológicos, avaliar o suporte pélvico e excluir outras enfermidades pélvicas. São feitas análises às mucosas vaginais, onde é possível detetar sinais de dermatite e outros sinais de atrofia.

- **Teste do material absorvente**

Tem demonstrado ser importante na avaliação do volume de urina perdido, em determinado período, tendo como principal função, a avaliação da gravidade da incontinência. O material absorvente deve ser pesado para estimar o volume de perda.

- **Estudo urodinâmico**

Tem o objetivo de identificar causas específicas dos sintomas dos pacientes, além de fornecer dados para orientar o correto tratamento que tanto pode ser cirúrgico ou não. É considerado o melhor método de diagnóstico, para avaliação da função do trato urinário. É visto como uma extensão do histórico e do exame físico, no sentido de avaliar melhor a etiologia das queixas dos pacientes.

2.1.4 Tratamento

Em [14] são apresentadas de uma forma sucinta, as técnicas mais utilizadas para tratamento da incontinência urinária. Esta pode ser tratada por um meio convencional, com recurso a, electroestimulação, terapias relacionadas com exercícios, cones vaginais ou com fármacos. Também pode ser tratado de uma forma mais avançada, com recurso a cirurgia, que varia de acordo com cada pessoa e tipo de IU. No entanto, o tratamento depende do tipo de IU que é diagnosticada. Por exemplo o tratamento da IU por esforço é maioritariamente cirúrgico, mas em casos de IU mais ligeira, é possível recorrer à fisioterapia dos músculos pélvicos. Por outro lado, o controlo da hiperatividade vesical é tratado maioritariamente por fármacos.

2.1.5 Prevalência e impacto na sociedade

A IU é vista como um problema global devido à percentagem de pessoas afetadas, que são encontradas a partir de estudos relacionados com a prevalência. Nesse sentido, foram realizados diversos estudos baseados em amostras populacionais. Tais estudos são agrupados de acordo com variáveis demográficas e tipos de incontinência.

Num estudo efetuado em, [31] refere-se que a prevalência da incontinência urinária em mulheres tem uma média de 27,6%, num intervalo que vai desde os 4,8 - 58,4%, aumentando com a idade. Ao mesmo tempo refere-se que os fatores de risco associados a estes dados, são numerosos e que 50% dos casos, estão relacionados com o stress. Este problema reflete-se na qualidade de vida dos pacientes, mas mesmo assim, maior parte nem tenta solucionar o problema.

De igual forma, num questionário relatado em [6], com o objetivo de identificar a prevalência da IU numa população urbana da Suécia, refere-se que a prevalência aumenta de uma forma linear desde os 3% em pessoas entre os 20 e 29 anos, até 32% em pessoas com mais de 80 anos. No questionário identificou-se que há uma diferença considerável na qualidade de vida do incontinente, em relação ao continente e que as mulheres com incontinência por esforço e mista, revelam uma pior qualidade de vida em relação às mulheres com incontinência por stress.

Em [5] é apresentado um estudo sobre a prevalência noctúria e o seu efeito na qualidade de vida numa amostra populacional dos Estados Unidos da América (EUA), com uma média de idades de 45.8 anos e uma percentagem de mulheres de 52.6%. Na amostra revelou-se que a noctúria aumenta com a idade, que 31% sofre uma libertação de urina por noite e 14,2% sofre duas. Ao mesmo tempo identificou-se que não há diferença em relação ao género e que em 66.8% dos casos, os pacientes reportaram indicadores de urgência.

Num estudo mais específico apresentado em [30], acerca da IU em atletas e dançarinas femininas, onde tem o objetivo de identificar a frequência das perdas de urina durante a sua atividade desportiva. Na amostra recolhida, refere-se que em 51,9% dos casos, as desportistas tiveram episódios de perda de urina e 43% enquanto participavam na própria prova. Estima-se que as altas pressões provocadas por algumas atividades, estejam relacionadas e ao mesmo tempo sejam suficientes para contornar o mecanismo de continência.

Em [14] refere-se igualmente que a incontinência aumenta com a idade e que atinge 25% após a menopausa. Refere também que nos lares, a prevalência da IU em mulheres é superior a 50%, sendo estes dados agravados pelo aumento da esperança média de vida. Estima-se também

que apenas um quarto das mulheres procura soluções para a IU, apesar de esta ter um impacto negativo na qualidade de vida.

2.2 Introdução aos sensores de líquidos

Nesta fase é apresentado um estudo mais específico acerca da temática onde se insere a dissertação. Incide na apresentação de conceitos teóricos relacionados com os sensores de líquidos, com principal enfase na integração com estruturas fibrosas e princípios de funcionamento. Assim, consiste numa abordagem geral baseada nas diferentes formas de processamento de sensores de líquidos.

2.2.1 Sensor de humidade e temperatura para introdução em substratos fibrosos

Em [32] relata-se o fabrico de um sensor de humidade e temperatura, para integração em têxteis inteligentes, com o objetivo de monitorizar as características climáticas do espaço em que se está inserido. O sensor foi desenvolvido num substrato flexível de poliamida, que contém uma resistência feita à base de ouro, para a medição de temperatura e um polímero condutor para a medição de humidade. O princípio de funcionamento deste sensor é o estudo e interpretação da variação da resistência, que por sua vez influencia o valor da tensão produzida pelo circuito, quando é exposta a estes parâmetros. O sistema foi desenhado com base em três pontos de contacto ligados aos sensores. Um para o sensor de humidade, outro para o sensor de temperatura e por fim outro para a terra, que é comum para os dois.

Para se obter os valores captados pelos sensores, foram integrados fios condutores de metal, no substrato têxtil e conectados a um módulo de leitura. Para fazer o teste ao sensor foi criado um cenário que representa uma situação normal numa sala, com uma temperatura constante e a humidade a oscilar entre um intervalo. Com este teste verificou-se que a resposta do sensor de temperatura não é influenciada pela humidade, e que a resposta do sensor de humidade aumenta ou diminui consoante os valores reais do espaço. Para concluir, verifica-se que este sensor de humidade produz um resultado linear até aos 60% de humidade, mas com níveis mais elevados começa a saturar.

2.2.2 Sensor de humidade impresso em substrato têxtil

No artigo [33] é descrito um sensor de humidade que é diretamente impresso no substrato têxtil, com tinta condutora. O método deteção da humidade é baseado na análise dos valores da impedância resultante do sensor, que varia consoante a humidade. Este sistema conseguiu um resultado linear, referente ao intervalo de percentagem de humidade entre 40 e 95%. Estes resultados indicam que o sensor tem potencial para fazer monitorização de humidade por exemplo em substratos têxteis.

Trata-se de um sistema baseado em impressão de tinta condutora, e foi utilizada uma impressora especial para imprimir o circuito do sensor. O sensor foi criado com o formato representado na Figura 1, onde contém duas listas impressas, que são completamente independentes, formando um circuito aberto. Assim, a ligação entre as duas partes será feita através da alteração da impedância.

Figura 1 - Circuito impresso do sensor de humidade [33]

Foram efetuados testes num ambiente controlado, com a temperatura constante e com a humidade a variar entre os 5 e os 95%. Verifica-se que os valores da impedância, não são lineares em todo este intervalo. No entanto, verifica-se que a impedância resultante depende muito do valor da frequência com que são lidos os dados, sendo que se assegura um intervalo maior de leitura para uma frequência menor. Com base nestes resultados, estima-se que os sensores elaborados à base de tinta condutora são uma boa alternativa e têm potencial no que toca especificamente à utilização em substratos têxteis.

2.2.3 Sensor de humidade e método de fabrico

A patente [34] descreve a composição de um sensor de humidade e do seu método de fabrico. Este sensor inclui um par de elétrodos integrados num substrato isolante que define um intervalo entre eles, uma subcamada de um material compósito, que se encontra na interseção

dos elétrodos com o substrato e também uma película fina sensível à humidade sobre estes. Esta película fina é formada a partir de um polímero condutor e está ligada à camada inferior através de uma rede polimérica penetrante. O sistema em si corresponde a um circuito elétrico que recebe a informação, a partir da condutividade entre os elétrodos e gera um sinal mediante a interpretação que é processada.

2.2.4 Dimensionamento de sensor de líquidos para um sistema de alarme de enurese

O estudo científico revelado em [35], destaca o dimensionamento de um sensor de líquidos para enurese.

Em primeiro lugar é referida a importância de se utilizar um sensor baseado em fibras, devido aos requisitos em termos de conforto, que a aplicação implica. O sensor consiste em dois elétrodos dispostos no substrato, para depois se analisar as suas propriedades elétricas. A deteção de líquido é sinalizada quando há uma ligação elétrica entre os dois elétrodos, estabelecida a partir do líquido condutor. Com o objetivo de definir qual é o melhor tipo de sensor, foram testados vários exemplares, com diferentes configurações quanto aos elétrodos (Figura 2), quanto ao tipo de fio condutor e à distância entre os fios.

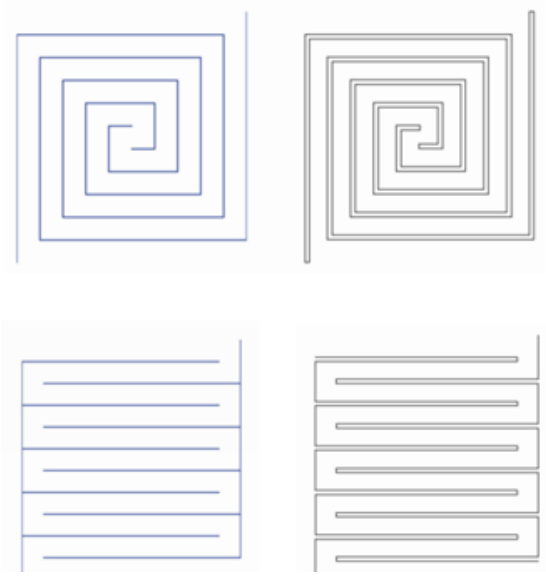

Figura 2 - Tipos de configuração dos elétrodos no sensor de líquidos *[35]*

O principal objetivo da investigação consistia na identificação do tipo de configuração, que faz soar o alarme mais rapidamente, uma vez que a disposição dos fios e o próprio tipo de fio, influenciam os resultados.

No final, verificou-se que a velocidade de deteção não depende apenas destes fatores, mas também das propriedades de absorção e permeabilidade do substrato têxtil e da oxidação dos fios condutores.

2.3 Protocolos de comunicação sem fios

Atualmente, um dos principais problemas com que se deparam os engenheiros, está relacionado com o tipo de sistema de comunicações que vão implementar na aplicação que estão a desenvolver. As tecnologias de comunicação sem fio estão cada vez mais difundidas e são utilizadas em diversas aplicações. A redução de restrições na rede, devido à quantidade de cabos utilizados, constitui uma das maiores vantagens das redes sem fios, mas existem outras, tais como a possibilidade de formação de redes dinâmicas, de baixo custo e de fácil desenvolvimento.

De uma forma geral as redes de curto alcance baseiam-se sobretudo em quatro protocolos, nomeadamente: o Bluetooth, Ultra Wide Band, o ZigBee e o Wi-Fi que correspondem respetivamente às normas IEEE (*Institute of Electrical and Eletronics Engineers*), 802.15.1, 802.15.3, 802.15.4, e 802.11a/b/g.

2.3.1 Bluetooth

O Bluetooth é um padrão baseado no sistema de rádio sem fios, [36] [37] que foi especificado e desenhado com base em alguns requisitos, tais como: a possibilidade de ser usado por todos, suportar transferências de dados e voz, a robustez, o baixo custo e dimensões reduzidas. Foi projetado para aplicações de curto alcance em dispositivos baratos, com o objetivo de criar uma alternativa mais funcional, em comparação com a utilização de cabos.

Este protocolo surgiu para oferecer soluções sem fios, para os utilizadores que necessitam de estabelecer uma ligação ou uma pequena rede, entre dispositivos tais como os teclados, os ratos, impressoras e dispositivos de armazenamento em massa. O leque de aplicações com sistema de comunicação baseado no Bluetooth é cada vez mais alargado. A este tipo de aplicações atribuiu-se o nome de *Wireless Personal Area Network*, (WPAN), em que tal como o nome indica corresponde a uma rede pessoal.

Acredita-se que o Bluetooth pode revolucionar a conectividade sem fios, no que diz respeito à utilização de dispositivos de carácter pessoal, permitindo a comunicação de dados e voz, em

ligações de curto alcance. Desta forma, permite a ligação por parte dos utilizadores a variadíssimos tipos de dispositivos, de uma forma rápida e fácil. Portanto, crê-se que o Bluetooth possa fornecer soluções, no sentido de ter acesso a informações, através da colaboração entre os dispositivos que estão no raio de alcance e que têm como objetivo, o envio de respostas sobre determinado assunto [38].

Uma característica chave do Bluetooth, que o diferencia dos outros sistemas sem fios, é o facto de permitir modelos de utilização combinados, baseados em funções provenientes de diferentes dispositivos, ou seja, imaginando uma ligação por Bluetooth entre um PDA (*Personal Digital Assistant*), que é um dispositivo de computação, e um telemóvel, (dispositivo de comunicação), e uma segunda ligação entre o telemóvel e outra estação, pode-se verificar que o PDA e o telemóvel mantém as suas funções, sendo que estas correm independentemente. Portanto, crê-se que este modelo será muito importante, porque permitirá um desenvolvimento mais simples da computação ubíqua.

Funcionamento

Para poder ser implementado de uma forma global, a frequência requerida para o seu funcionamento devia estar disponível em todo o mundo, de uma forma livre [39]. Uma gama de frequências que cumpre estes requisitos é a de 2.45GHz, mais especificamente, o intervalo de 2,4 a 2,483.5 MHz nos EUA e na Europa, e no Japão, o intervalo desde 2,471 a 2,497 MHz.

Numa rede Bluetooth, todas as unidades são consideradas como um ponto com *software* e hardware idêntico, e distinguidas apenas por um endereço de 48 bits. Existem duas entidades responsáveis pelo estabelecimento da ligação, o *master* e o *slave*. No início de uma comunicação, a unidade que inicializa, é temporariamente registada como um *master,* e este é o responsável por controlar a comunicação. Este registo é válido apenas para esta comunicação. Por sua vez, os *slaves* são registados temporariamente com endereços de 3 bits, para reduzir o número de bits de endereçamento entre as ligações. Suporta ligações ponto a ponto e ponto a multi ponto, e funciona através da comutação de pacotes [40]. Este tipo de mecanismo oferece-lhe uma melhor imunidade a interferências.

Deste modo, como começa a ser um sistema bastante utilizado, facilmente são criadas situações de interferência, por parte de outros dispositivos e para solucionar este problema, o Bluetooth tem um mecanismo responsável por evitar estas situações, chamado de *Frequency-Hop Spread Spectrum*, que divide a banda de frequência em vários canais. Através deste método

quando está a ser estabelecida uma ligação o Bluetooth procura por uma canal que não esteja a ser usado no momento.

O alcance do Bluetooth varia com a potência com que é transmitido. Nesse sentido, o Bluetooth tem um mecanismo de poupança de energia baseado na potência do sinal recebido das outras unidades. Se o sinal recebido for forte, o dispositivo ajusta automaticamente a potência de transmissão, de forma a cumprir os requisitos em cada instância e poupar energia.

Topologias

O Bluetooth, tem duas topologias de funcionamento, nomeadamente o piconet e o scatternet [37].

O piconet corresponde a uma WPAN formada por um dispositivo Bluetooth no modo *master* e um ou mais dispositivos, neste caso *slaves*. Um canal de frequência define cada piconet e cada dispositivo que participa na comunicação, fica sincronizado neste canal. O *slave* comunica apenas com o *master*, numa ligação ponto a ponto sob o controlo do *master*, enquanto que o *master* comunica com os *slaves* através de ligações ponto a ponto ou ponto – multiponto. Além disso, um *slave* também pode estar em modo *standby*, para poupar energia.

Uma *scatternet,* (Figura 3), é um conjunto de *piconets* sobrepostas no tempo e no espaço, sendo que duas *piconets* podem ser dispostas para formar uma *scatternet*. A *scatternet* permite uma melhor utilização da largura de banda, tal como se pode observar na figura seguinte uma vez que a troca de informação de uma *scatternet* para a outra, flui apenas por um caminho, em vez de ser enviada pelo *master* a todos os *slaves*.

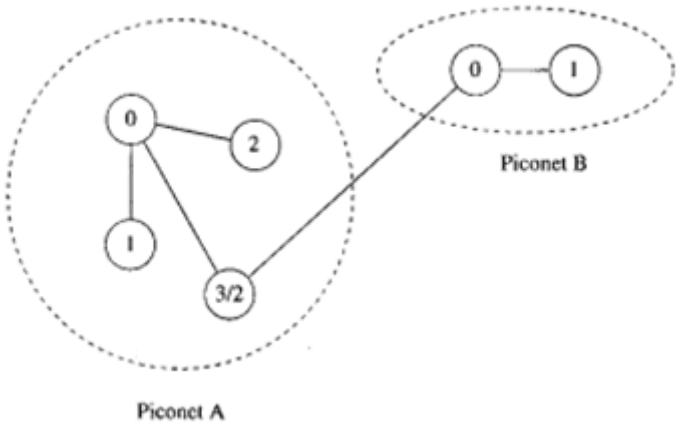

Figura 3 - Exemplo de uma scatternet com duas piconets

2.3.2 ZigBee

O ZigBee [41] foi desenvolvido pela ZigBee Alliance com o objetivo de eliminar a necessidade do mercado, no que toca à existência de um protocolo para comunicação baseado nas baixas taxas de transmissão, com segurança, fiabilidade e com boas características em termos de consumo energético.

O ZigBee baseia-se na camada física do padrão IEEE 802.15.4, e opera em bandas não licenciadas que incluem os 2.4GHz, os 900MHz e os 868MHz. Este protocolo foi desenhado, com o objetivo de fornecer uma solução de comunicação sem fios, caracterizada pela segurança, por arquiteturas de redes sem fios variadas e ao mesmo tempo, bastante fiáveis. Define especificações para comunicações sem fios entre dispositivos eletrónicos, baseadas no baixo custo de implementação, nas baixas taxas de transmissão, que são suportadas por dispositivos que consomem muito pouca energia e que tipicamente operam num espaço de tipicamente 10m. O ZigBee permite uma rede bem organizada, robusta, com elevado desempenho em termos energéticos. Mediante estas características, o ZigBee é cada vez mais utilizado em situações tais como, o controlo de iluminação, a automação de edifícios, introdução em dispositivos médicos, entre outros.

2.3.3 Wi-Fi

O objetivo principal deste padrão é o facto de permitir que dispositivos como computadores ou *smartphones* tenham acesso sem fios à internet [37].

É o padrão que permite a criação daquilo que se conhece por, *Wireless Local Area Network,* (WLAN), ou seja, redes sem fio de área local. Estes permitem o acesso à internet desde que os utilizadores estejam ligados a um ponto de acesso ou então, no modo Ad Hoc. No entanto os dispositivos podem comunicar diretamente sem estar ligados a um AP. Muitas vezes, este tipo de redes são formadas sem qualquer tipo de pré planeamento, porque possui mecanismos que permitem o alargamento arbitrário, em termos de tamanho e complexidade.

O Wi-Fi sofreu muitas alterações desde que foi publicado. Em primeiro surgiu com a identidade 802.11, onde especificava características em termos de taxas de transmissão de 1 e 2Mb/s. A gama de frequência utilizada nesta versão era também o de 2.4GHz. Após serem identificados bons resultados com esta primeira fase, o IEEE fez algumas modificações, surgindo assim o 802.11b, que tem um melhor desempenho e que consegue novas taxas de transmissão

de 5.5 e 11Mb/s, além de se terem observado outras diferenças ao nível da camada MAC. Mais tarde o IEEE publicou uma nova versão denominada 802.11a, e banda utilizada passa a ser a de 5GHz, que é livre nos EUA, mas no entanto, em certos países não. Esta versão já permitia taxas de transmissão de 54Mb/s. Posteriormente surgiu o 802.11h para permitir o uso da banda 5GHz na Europa. Mais tarde surge o 802.11g, que fornece o mesmo desempenho que o 802.11a operando na banda de 2.4GHz que é livre na Europa. Crê-se que o futuro do Wi-Fi, seja parecido com um sistema de múltiplas entradas e múltiplas saídas (MIMO – *Multiple Input and Multiple Output*). Um sistema MIMO usa múltiplos transmissores e múltiplos recetores que deverá chamar-se 802.11n.

2.3.4 Revisão comparativa entre os protocolos de comunicação sem fios

O UWB e o Wi-Fi fornecem maiores taxas de transmissão de dados, quando comparados com o Bluetooth e o ZigBee, que permitem taxas muito menores Normalmente o Bluetooth, o ZigBee e o UWB foram projetados para comunicações de área pessoal, (cerca de 10m), enquanto que o Wi-Fi é orientado para redes de área local que podem ir até 100m. Em certas aplicações, o ZigBee também pode alcançar essas distâncias.

Os protocolos Bluetooth, ZigBee e o Wi-Fi usam frequências dentro da gama de 2.4 GHz, que não precisa de licenciamento na maior parte dos países. Quanto ao tamanho máximo das redes, o Bluetooth e o UWB permitem oito dispositivos (7 *slaves* e 1 *master*), o ZigBee permite a criação de uma topologia em estrela de 65000 dispositivos e o Wi-Fi permite 2007 dispositivos numa estrutura.

Tal como se pode verificar na Tabela 1, os quatro protocolos têm os seus mecanismos de autenticação e encriptação. Em termos de tempos de transmissão o ZigBee apresenta os piores resultados, mas devem-se à sua taxa de transmissão de 250Kbit/s.

Tabela 1 – Parâmetros de sistema típicos dos protocolos sem fios *[36]*

Padrão	Bluetooth	UWB	ZigBee	Wi-Fi
Especificação IEEE	802.15.1	802.15.3	802.15.4	802.11a/b/g
Frequência	2.4 GHz	3.1 – 10.6 GHz	868/915 MHz; 2.4 GHz	2.4 GHz; 5 GHz

Taxa transmissão máxima (Mbit/s)	0.72	110	0.25	54
Tempo de transmissão (µs)	1.39	0.009	4	0.0185
Bytes de *payload*	339	2044	102	2312
Alcance genérico	10 m	10 m	10 – 100 m	100 m
Encriptação	E0	AES	AES	RC4

Quanto à questão do consumo energético, as melhores soluções para dispositivos portáteis, de curto alcance e com bateria limitada, o Bluetooth e o ZigBee são os mais indicados. O UWB foi projetado para altas taxas de transmissão de dados que por sua vez obriga a um maior consumo de energia e por ultimo, o Wi-Fi foi desenhado para ligações mais longas, com dispositivos que necessitam de mais energia para funcionar. Para ser mais especifico um dispositivo tipo de Bluetooth consome de 1 a 35 mA enquanto o Wi-Fi consome de 100 a 350 mA [36].

2.4 Segurança nas comunicações

A segurança informática está inteiramente relacionada com o impedir, prevenir, detetar e corrigir violações de segurança. Esta compreende um conjunto de requisitos para que haja segurança na comunicação que são a autenticação, o controlo de acesso, a confidencialidade, a integridade dos dados e o não repúdio.

A autenticação consiste na garantia de que as entidades envolvidas na comunicação são autênticas, ou seja, na garantia que a mensagem provém realmente de quem é suposto.

O controlo de acesso corresponde, às restrições de acesso não autorizado a um recurso, garantindo que só pode aceder a determinado recurso quem está autorizado.

A confidencialidade consiste na proteção dos dados para que não sejam vistos, ou seja, assegura que ninguém consegue ler a mensagem com a exceção do destinatário.

A integridade dos dados está relacionada com a garantia de que os dados recebidos, são os que a entidade emissora enviou, sem alterações, sem adição de informação, sem repetição e sem supressão de informação.

Por fim, o não repúdio consiste no fornecimento de proteção contra a negação de uma das entidades envolvidas na comunicação, de ter participado em toda ou em parte da comunicação,

ou seja, garantia de que a mensagem foi enviada pelo suposto emissor e garantia de que a mensagem foi recebida pelo suposto destinatário.

A criptografia constitui um dos mais importantes mecanismos no âmbito da segurança informática, na medida em que serve de base a muitos mecanismos de segurança e é usada para assegurar, que o conteúdo de uma mensagem seja confidencial e inalterável. A criptografia divide-se em duas classes, que são a encriptação e a desencriptação. A encriptação corresponde a um processo de conversão de texto (percetível), para texto cifrado (impercetível), tendo o objetivo de proteger contra ataques. A desencriptação consiste no processo inverso, onde um texto cifrado necessita de ser decifrado, para que a outra parte na comunicação possa perceber.

No âmbito da criptografia, é possível destacar duas técnicas de encriptação, a assimétrica e a simétrica.

A encriptação assimétrica corresponde à utilização de duas chaves diferentes, uma pública e uma privada pertencentes ao mesmo utilizador, sendo que uma serve para encriptar e outra para desencriptar. Todos têm acesso à chave pública, e esta é utilizada para encriptar. Posteriormente, a chave privada, onde só o utilizador tem acesso, serve para desencriptar. Este mecanismo consiste num processo pesado em termos de processamento.

Por sua vez, a encriptação simétrica consiste numa única chave que tem a função de encriptar e desencriptar, e sendo assim, as duas entidades na comunicação têm de conhecer a mesma chave. Este processo é muito mais simples, leve e rápido em relação à encriptação assimétrica. Os algoritmos mais conhecidos que comtemplam este processo são o DES, 3DES, AES e o *Blowfish*.

Contudo, nenhum destes processos garante completamente a segurança, uma vez que caso se descubra a chave privada ou a chave simétrica, todo o processo de segurança está em causa. [42] [43].

2.4.1 Algoritmos de encriptação de dados

O processo de encriptação é feito através de algoritmos, denominados por algoritmos de encriptação, que têm evoluído ao longo dos anos no sentido de melhorarem o serviço, ajustando às necessidades. As duas principais características que identificam e diferenciam um algoritmo de encriptação de outro são a sua habilidade para a assegurar a proteção dos dados contra ataques e a velocidade e eficiência em que processa.

Em seguida são apresentados alguns algoritmos de encriptação de dados referentes à encriptação simétrica [44].

- ***Data Encryption Standard* (DES)**

O DES foi o primeiro padrão recomendado pela *National Institute of Standards and Technology,* (NIST). É baseado no algoritmo *Lucifer* desenvolvido pela IBM, mas com algumas modificações. O DES tornou-se um padrão em 1974 e desde essa época foram assinalados muitos ataques, que exploraram as fragilidades deste algoritmo, que acabaram por o definir como inseguro.

- ***Triple* DES (3DES)**

O 3DES pode ser entendido como uma evolução do DES. É muito similar ao seu antecessor, na medida em que este é aplicado três vezes, para aumentar o nível de encriptação. No entanto este método também constitui um problema em termos de processamento, tornando o 3DES mais lento que os outros métodos.

- ***Advanced Encryption Standard* (AES)**

O AES é o atual padrão recomendado pela NIST, para substituir o DES. Este é um algoritmo flexível porque permite tamanhos de chave de 128, 192 ou 256 bits e porque permite ser adaptado a várias plataformas. É um algoritmo rápido e simples, e por isso destacado para os dispositivos mais pequenos. Os únicos ataques conhecidos até ao momento, capazes de ultrapassar este algoritmo são os ataques por força bruta, em que os atacantes tentam testar todas as combinações possíveis de caracteres. Este facto torna-o eficiente uma vez que é possível a criação de chaves extremamente complexas e devido a esta vantagem, o AES tem sido adaptado para muitos sistemas de segurança.

- ***Blowfish***

Este também é um algoritmo rápido, simples e flexível, na medida em que permite tamanhos de chave desde os 32bits até 448 bits. O *blowfish* está disponível para todos os utilizadores, está livre no que toca ao licenciamento e portanto, uma vez que apresenta métodos e características semelhantes ao AES, também constitui uma boa alternativa.

2.4.2 Autenticação e privacidade no Bluetooth

No sentido de promover proteção para o utilizador e confidencialidade na informação, o sistema tem de fornecer medidas de segurança tanto na camada de aplicação como na camada física. Para isso, em cada unidade Bluetooth, a autenticação e encriptação é implementada da mesma forma. O Bluetooth especifica um nível de encriptação de base com um algoritmo. As principais características [39] em termos de segurança são:

- ***Challenge***: responsável pela rotina de autenticação.
- ***Stream cipher***: responsável pela encriptação dos dados.
- ***Session key generator***: criação de chaves de sessão que podem ser alteradas em qualquer altura e durante a ligação.

Além disso, são usadas três entidades nos algoritmos de segurança, nomeadamente:

- **Endereço do Bluetooth:** representa a entidade pública e pode ser visto por qualquer um.
- **Chave privada:** representa a entidade secreta e é gerada quando é iniciado o processo.
- **Número aleatório:** que consiste numa identificação diferente para cada transação e é obtido através de um processo aleatório, levado a cabo pela unidade Bluetooth.

Quanto à encriptação, enquanto numa rede cablada é necessário uma intrusão física, numa rede sem fios, os pacotes podem ser recebidos por qualquer um desde que tenha um recetor apropriado. Sendo assim é necessário que as tecnologias sem fios, façam a encriptação dos dados nas camadas mais baixas da rede. O Bluetooth utiliza para a encriptação das ligações, o algoritmo E0 de 128 bits. O E0 foi desenhado para fornecer conexões sem fio com elevada proteção contra espionagem. Este algoritmo é baseado num sistema de chaves relativamente simples, que é inicializado com uma chave de no máximo 128 bit, mas que em contrapartida, já foi objeto de alguns ataques [45].

Vulnerabilidades

O protocolo Bluetooth apresenta três vulnerabilidades, que podem ser exploradas para a realização de ataques. A primeira diz respeito à possibilidade de alguém ser capaz de determinar as chaves trocadas pelos dois dispositivos, podendo desta forma fazer escutas. A segunda torna

possível um ataque, que é conhecido por ataque de localização, isto porque o atacante, estando sob determinadas circunstâncias pode determinar a localização geográfica dos dispositivos, tornando desta forma possível a espionagem. Por sua vez a terceira refere-se à cifra, na medida em que já foram detetados ataques contra as cifras. Este último é um problema realmente sério uma vez que reflete um dos casos mais graves no que compete à segurança informática e para solucionar este problema pode-se utilizar o algoritmo de encriptação AES [46].

2.5 Normalização

Tratando-se de uma aplicação que envolve a condução de corrente elétrica na superfície das zonas genitais do corpo humano, existem também um conjunto de regras de aplicabilidade de corrente elétrica que visam garantir a segurança dos utilizadores.

A norma IEC 60601-1 [47] regula o equipamento médico que necessita de eletricidade para o seu funcionamento. Neste documento são apresentados requisitos gerais básicos de segurança que se podem utilizar nos equipamentos.

Segundo a norma supracitada, os termos designados por *Patient Auxiliary Current* e *Patient Leakage Current* definem os valores de corrente elétrica máximos, que podem fluir pelo corpo humano em condições normais.

A primeira é entendida como uma corrente que flui a partir de um dispositivo aplicado ao corpo, de um ponto para o outro, correspondendo a uma entrada e a uma saída, sendo que este fluxo acontece através do corpo humano. Na Figura 4 é possível observar o efeito de uma corrente deste género. A norma específica que os valores máximos para esta corrente são de 10μA.

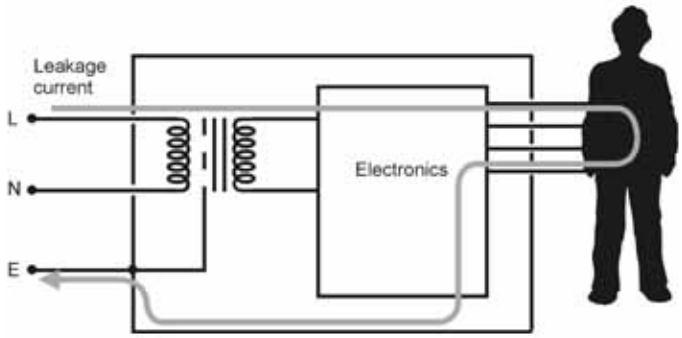

Figura 4 - Patient Auxiliary Current [47]

A segunda é entendida como uma corrente que flui através do corpo humano a partir de um dispositivo e sai pela terra, tal como se pode observar na Figura 5. A norma específica que os valores máximos para esta corrente são de 50μA.

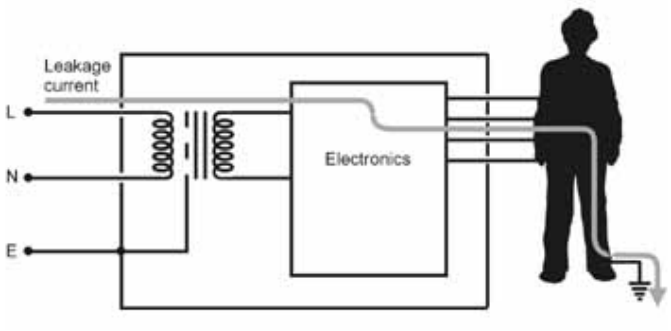

Figura 5 - Patient Leakage Current [47]

3. Trabalhos relacionados

Neste capítulo são apresentados desenvolvimentos, acerca da área em que se insere o tema desta dissertação. O objetivo passa pelo estudo de diversos produtos ou investigações, relacionadas com este trabalho, no sentido de extrair conhecimento acerca de métodos e técnicas, que possam ser relevantes para o desenvolvimento do trabalho. Esta fase, também é importante porque dá a conhecer, o que já foi desenvolvido em termos de produtos para IU, e consequentemente a possibilidade de identificar outras áreas, ou funcionalidades que podem ser desenvolvidas.

3.1 Produtos para incontinência urinária sem alarme

Em seguida são destacados produtos desenvolvidos, no âmbito da incontinência urinária sem integração de qualquer tipo de alarme, ou seja, sistemas que foram desenvolvidos para de certa forma aumentar a qualidades de vida destes pacientes, através de funcionalidades como o armazenamento de urina, e que mediante o tipo de sistema até permitem que sejam utilizados diversas vezes.

3.1.1 Roupa interior para incontinentes

A patente referida em [48], consiste num sistema composto por fralda ou roupa interior e um recipiente para armazenamento de urina, que está projetado com uma versão feminina e uma masculina. De uma maneira geral, consiste na incorporação de um recipiente na roupa interior para armazenar a urina.

Tanto na versão masculina como na feminina, este recipiente corresponde a uma bolsa de plástico reutilizável que está ligada a um orifício na fralda/roupa interior, através de uma mangueira de borracha, onde é introduzido o pénis no caso masculino, ou a uma peça semelhante a um funil para o caso feminino. É um sistema reutilizável na medida em que os utentes podem esvaziar o recipiente de plástico, através de uma válvula presente na extremidade da bolsa. É composto também por outra válvula antes da bolsa, para evitar que os líquidos voltem para trás. Na Figura 6 é possível visualizar uma descrição geral do sistema.

Apesar de se verificarem mais problemas relacionados com a incontinência em faixas etárias mais velhas, este sistema também está projetado para crianças porque em muitos casos, não por problemas de incontinência, também precisam de um sistema auxiliar à semelhança deste.

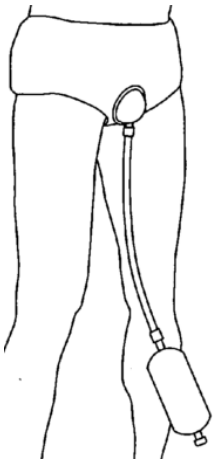

Figura 6 – Exemplo ilustrativo do recipiente para armazenamento de urina [48]

Este sistema permite que os utentes possam desempenhar qualquer atividade do quotidiano na medida em que podem utilizar o produto por algum tempo sem que seja necessário substituir, além disto tem a vantagem de ser uma alternativa menos dispendiosa, em relação às trocas diárias de fraldas descartáveis. Em termos higiénicos também apresenta algumas vantagens, como por exemplo o facto da libertação de urina estar separada das fezes, proporcionando mais higiene e conforto.

3.1.2 Boxers projetados para problemas de incontinência masculina

A solução descrita em [49] corresponde ao desenvolvimento de boxers para incontinentes, (Figura 7), em que estes são desenhados com uma parte frontal, que corresponde a uma bolsa ou recipiente para receber urina. Esta bolsa possui um orifício para introdução do pénis, para que a urina seja direcionada para o recipiente responsável por fazer o armazenamento.

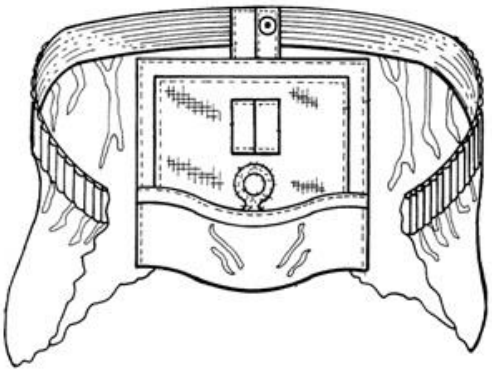

Figura 7 - Boxers para incontinentes [49]

É uma solução reutilizável uma vez que o sistema é lavável, com a possibilidade de se poder esvaziar a bolsa, mas não constitui uma operação muito fácil. Apesar desta limitação, continua a ser uma solução em muitos casos, na medida em que proporciona algum conforto aos utentes.

3.1.3 Sistema de incontinência descartável para homens

Em [50], é descrito um sistema descartável, também para incontinentes masculinos, para ser utilizado em vestuário interior, seja ele descartável como por exemplo as fraldas, ou noutros casos em que até pode ser utilizado em roupa interior reutilizável. Este sistema, (Figura 8) baseia-se numa peça de roupa interior com um orifício na zona frontal, para introdução e fixação do pénis. O orifício é o responsável por fazer a interface entre a fralda e um canal que está ligado a um recipiente em forma de saco, para armazenar a urina.

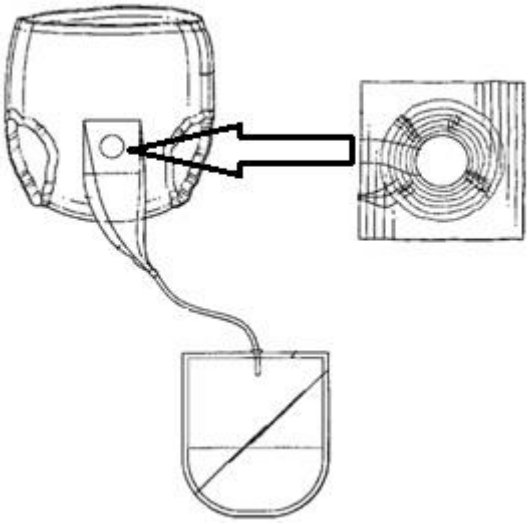

Figura 8 - Sistema descartável de incontinência masculina [50]

É um sistema de coleta de urina, que apresenta vantagens por exemplo no que toca ao tempo em que os utentes podem utilizar a roupa interior no estado seco, uma vez que a urina é encaminhada para um recipiente próprio para o seu armazenamento. Este sistema permite que o utente mantenha a pele seca durante mais tempo, influenciando desta forma a higiene e proporcionando um melhor conforto e qualidade de vida.

3.2 Produtos para incontinência com alarme

Em seguida são destacados produtos desenvolvidos para IU, que disponibilizam algum tipo de alarme para o paciente. São sistemas que foram desenvolvidos com o objetivo de aumentar as qualidades de vida dos pacientes, a partir de um aviso de que houve uma libertação de urina.

Também são apresentados sensores, denominados por sensores de incontinência, que podem ser avaliados mediante duas classes, nomeadamente pela deteção da frequência com que ocorrem as libertações, e pela deteção da quantidade.

3.2.1 Aparelho para deteção e notificação de incontinência

Em [51] é descrito um aparelho responsável por detetar situações de incontinência e também por transmitir uma notificação ao utente, de que ocorreu uma libertação de urina. É constituído por um módulo, composto por um sensor que é responsável pela recolha de dados, pela parte de processamento, que é responsável pelo tratamento dos dados, (Figura 9) referentes aos líquidos, e por um circuito elétrico. O circuito consiste num par de elétrodos paralelos, feitos a partir de uma estrutura condutora em inox, que está ligado à central de notificações. Neste caso os elétrodos foram construídos a partir de inox, porque além de ser condutor, tem capacidades para resistir ao calor e a tratamentos químicos, no entanto existem também outros materiais que fornecem também boas indicações.

O funcionamento do sistema de deteção acontece entre os dois elétrodos, sendo que inicialmente formam um circuito aberto. Como a urina é condutora, ao dar-se a libertação de urina o circuito fecha, e desta forma dá-se a passagem de uma corrente elétrica para a componente de notificações, com a informação de que houve uma fuga de líquidos, ativando o sistema sem fios, que envia um sinal para os sistemas remotos.

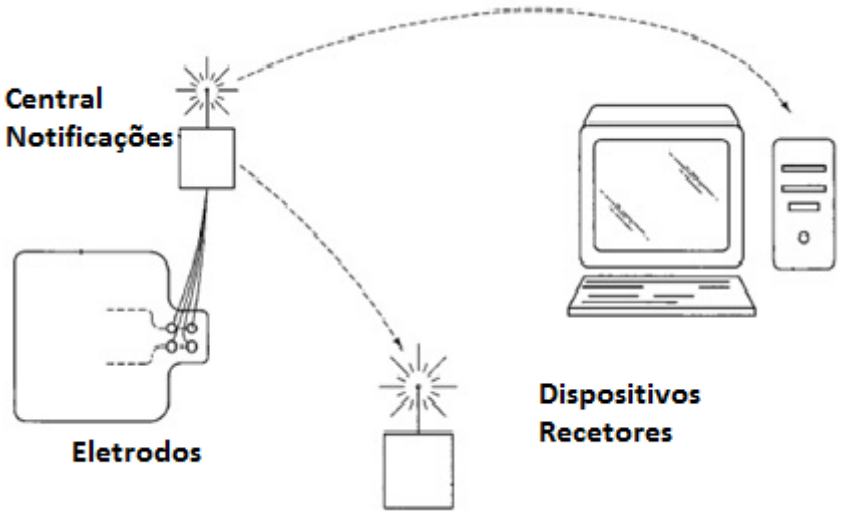

Figura 9 - Diferentes módulos do sistema de notificação e deteção de incontinência [51]

A estrutura onde estão instalados os componentes para a deteção é composta por três camadas distintas. A primeira corresponde a uma camada lavável, que está em contacto com a pele. A segunda camada que também é lavável possui propriedades absorventes, é responsável por reter os líquidos, e também é nesta onde se encontram acoplados os elétrodos responsáveis pela deteção. Por fim, a terceira camada que é a exterior, é impermeável e portanto, responsável por prevenir que os líquidos escapem da camada de absorção. Neste caso, os elétrodos estão dispostos em paralelo na estrutura e a uma distância pré definida.

3.2.2 Sistema sem fios inteligente de gestão de incontinência para idosos com dificuldades motoras

Muitos idosos, e especialmente aqueles que necessitam de mais cuidados, devido aos seus problemas de saúde, podem sofrer de incontinência ou problemas relacionados devido às suas capacidades estarem mais debilitadas. No artigo [52] apresenta-se a projeção, o desenvolvimento, implementação e avaliação de um sistema de gestão de incontinência inteligente baseado numa tecnologia sem fios, (Figura 10), para pessoas internadas que precisem de cuidados especiais.

Figura 10 - Sistema inteligente sem fios de gestão de incontinência para pessoas com pouca mobilidade [52]

O objetivo do sistema baseia-se na sinalização de um evento de incontinência, para promover um aumento da qualidade dos cuidados e tratamentos prestados pelos profissionais responsáveis.

A resposta fornecida por o sistema, quando existe uma sinalização de líquidos na roupa interior do utente, consiste numa SMS.

O sistema é composto por um sensor, um atuador, um módulo GSM (Global System for Mobile), um servidor, um transmissor, entre outros componentes necessários. O sensor deteta os líquidos e transmite um sinal para um nó atuador, que por sua vez emite um alarme luminoso e também envia informação para um servidor, responsável por notificar os profissionais via SMS. Este servidor permite que as profissionais possam visualizar os utentes que provocaram um alarme, com recurso a um *software* com uma interface 3D da sala onde estão inseridos.

Nos testes que foram efetuados com este sistema, obtiveram resultados satisfatórios, no entanto foram identificados alguns problemas devido à colocação do sensor de humidade e também devido às posições e movimentações dos utentes.

3.2.3 Alarme vibratório para incontinentes

No projeto retratado em [53], desenvolvido por um centro de investigação multidisciplinar, tem também como principal objetivo, a promoção de uma melhor qualidade de vida para as pessoas mais velhas e que sofrem de problemas relacionados com a incontinência. Sabendo que

qualquer limitação em termos de mobilidade, causa problemas aos incontinentes simplesmente com a própria dificuldade destes chegarem a uma casa de banho atempadamente, o pressuposto deste projeto é a redução do impacto destas dificuldades, para os incontinentes mais velhos.

O projeto consiste no desenvolvimento de vestuário interior inteligente, que tem como principal objetivo detetar urinar e alertar o utente antes que haja um vazamento para as outras roupas. O dispositivo consiste num sensor inserido na roupa interior e uma unidade de deteção e sinalização acoplada à roupa interior através de molas de pressão. O sensor baseia-se em dois fios condutores paralelos dispostos em redor de uma área absorvente onde se prevê que a urina se difunda, tal como se pode verificar na Figura 11.

Durante o período em que não há humidade, a unidade de deteção está no modo "*sleep*" para minimizar o consumo de energia e quando a urina humidifica a roupa interior, esta faz uma ponte condutora entre os dois fios, fazendo ativar um alarme vibratório. Posteriormente ficou comprovado que todos os participantes que utilizaram este dispositivo numa certa variedade de ambientes, ficaram satisfeitos com o sistema, reportando que até influenciou os níveis de auto estima quando estão a usar o equipamento.

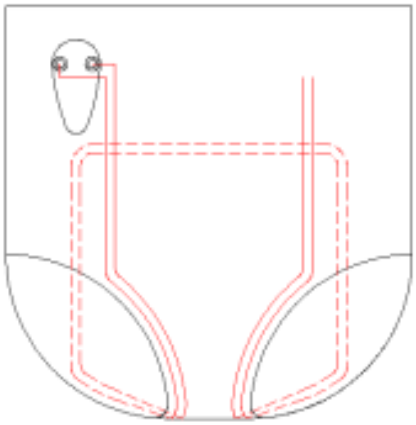

Figura 11 - Aplicação do dispositivo e dos fios condutores paralelos em redor do substrato [53]

3.2.4 Sistema para gestão de incontinência

Em [54] refere-se o desenvolvimento de um sistema de gestão de incontinência, que monitoriza várias camadas de absorção para fornecer valores mais corretos no que toca à capacidade de absorção do substrato. O sistema inclui: um dispositivo que recebe sinais de mais do que um sensor, indicando a presença de humidade nas diferentes camadas, uma unidade de

processamento responsável por analisar os sinais recebidos e uma interface para comunicar com o utilizador, que determinado evento de incontinência aconteceu. A constituição do sistema pode ser verificada na seguinte Figura 12.

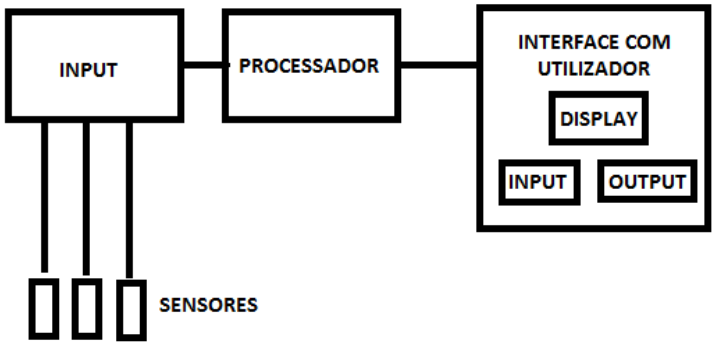

Figura 12 - Diagrama de blocos do sistema de gestão de incontinência [54]

Descreve também que existem outros sistemas de deteção e indicação de incontinência, mas que estes têm princípios de funcionamento incompletos, na medida em que não distinguem as diferentes quantidades de líquidos que foram libertadas. Devido a esse fator, o próprio sistema de alarme também não é suficientemente otimizado, uma vez que na maior parte dos casos geram alarme com pequenas quantidades de urina. Refere também que alguns sistemas têm circuitos muito complexos, que acabam por se tornar dispendiosos e que outros se tornam de certa forma obsoletos, devido às suas formas e funcionamento.

Perante estas referências, esta invenção pretende otimizar este tipo de sistemas, atuando principalmente na gestão e monitorização da incontinência.

O sistema compreende um sensor de humidade, implementado a partir da aplicação de vários elétrodos nas diferentes camadas de absorção, que quando são expostos à humidade, começam a conduzir energia, identificando desta forma a humidade nas diferentes camadas. É também composto por uma unidade de processamento, que é responsável por fazer o processamento dos dados no que toca à identificação de humidade e por executar algoritmos, para caracterizar os eventos diários de incontinência.

Essa funcionalidade permite que seja possível, por exemplo fazer estimativas quanto à capacidade de absorção que o produto ainda tem, ou identificar padrões que permitam prever que o doente em certo instante, tem maior probabilidade de libertação de urina. A interface com o utilizador inclui um transmissor sem fios configurado, para transmitir um sinal ao utilizador, indicando que foi detetada urina em determinada camada do substrato.

3.2.5 Sensor de humidade revestido

O desenvolvimento retratado em [55] corresponde a outro sistema de alarme para incontinentes, baseado num sensor de humidade embutido na roupa interior. Tal como foi referido nos anteriores, também tem o princípio de deteção, baseado na condutividade elétrica quando existe humidade entre dois elétrodos.

Partindo do mesmo princípio, os elétrodos foram impressos (Figura 13) numa parte interior da área absorvente da roupa interior, criando um circuito aberto. Quando há presença de urina entre estes elétrodos, dá-se um curto-circuito e há condução de energia, dando origem à ativação de um alarme luminoso ou vibratório, com a indicação do evento de incontinência.

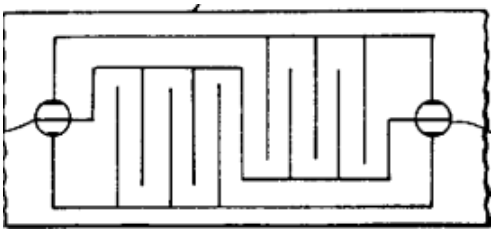

Figura 13 - Esquema dos elétrodos impressos que constituem o sensor de humidade [55]

Um inconveniente deste sensor é a sua própria localização, uma vez que em muitos utentes devido às suas fisiologias pode não ficar na melhor posição para detetar humidade.

3.2.6 Rede de sensores para gestão de incontinência em pacientes portadores de deficiência

O projeto referido em [56], consiste na implementação de uma rede de sensores distribuída para gestão de eventos incontinência, (Figura 14) em pessoas portadoras de deficiência e que estão aos cuidados de terceiros. Este trabalho advém do facto de uma das mais básicas necessidades destas pessoas, ser a própria troca de fralda ou roupa interior uma vez que não têm capacidade. Sendo assim, implica uma maior atenção das profissionais responsáveis, porque estão em constante monitorização manual de utentes. Então o que se pretende deste projeto, é um serviço que permita que sejam detetados todos os episódios de incontinência, poupando desta forma algum tempo às profissionais.

Foram identificados alguns requisitos funcionais que um sistema deste género deve compreender, tais como: a redução das visitas por parte das profissionais, a monitorização a toda a hora de todos os eventos relacionados com a libertação involuntária de urina ou fezes, a

aplicação de alarmes nos utentes e um serviço de notificações para os profissionais. Perante isto, o grande objetivo deste sistema é o fornecimento de assistência aos profissionais, através de uma monitorização continua e com a geração de alertas.

Figura 14 - Descrição geral do sistema baseado numa rede de sensores para gestão de incontinência [56]

Como se trata de uma rede de sensores, este trabalho foi desenvolvido com recurso a sensores de líquidos para detetar os episódios de incontinência, com sensores de pressão para detetar a presença das pessoas na cama ou numa cadeira, com acelerómetros para detetar os movimentos das pessoas e com um botão de pulso utilizado pelos utentes para chamar os profissionais.

Engloba um leque alargado de tipos de notificações, que podem ser a nível visual, na cama ou cadeira, com recurso a aparelhos áudio, através do telemóvel ou numa central de notificações controlada por os profissionais.

Com a implementação deste sistema garantiu-se uma melhor qualidade de tratamento e consequentemente uma melhor qualidade de vida dos utentes, contudo não deixa de ser um sistema complexo e com alguns custos de implementação.

3.2.7 Sistema detetor de incontinência utilizando tags RFID

Em [57] é apresentado outro desenvolvimento com base na tecnologia RFID que pretende melhorar a qualidade de vida dos pacientes num ambiente hospitalar, porque se trata de um dispositivo barato, confortável mas no entanto descartável. Este sensor é instalado em fraldas

descartáveis devido a possíveis problemas de higiene, que estão relacionados com a sua reutilização, porque não convém que num ambiente hospitalar, os utentes estejam a trocar de dispositivos entre eles. Esta condição constitui um ponto crítico para todos os produtos e para ultrapassar este problema desenvolveu-se um sistema baseado em RFID.

Uma tag RFID passiva não necessita de bateria, a energia que necessita para transmitir é fornecida pelo campo magnético do leitor de RFID. Uma tag RFID consiste num micro chip e uma antena formada por uma bobina. Quando esta bobina recebe uma onda eletromagnética forma o seu próprio campo magnético e a energia deste campo é que é a responsável por enviar a informação contida na memória da tag. Este trabalho segue o mesmo principio que o anterior, em que quando a comunicação entre a tag e o leitor for interrompida, a fralda está saturada e portanto ativa desta forma o alarme.

O princípio utilizado para a criação da tag RFID, foi o desenvolvimento de uma bobina, (Figura 15) feita a partir fita de metal, que ao receber uma onda eletromagnética irá produzir o seu próprio campo magnético. O leitor neste caso só vai receber o campo magnético refletido pela tag RFID.

Segundo as experiências efetuadas, verificou-se que este sistema é realmente eficiente, apesar de ser descartável.

Figura 15- Exemplo de aplicação da tag RFID [57]

3.2.8 Alarme de incontinência baseado na tecnologia RFID

Em [8] foi feita uma abordagem diferente da forma como é detetada humidade, ou seja, ao invés de ser com recurso a um sensor de humidade, é através da tecnologia RFID. Esta nova ideologia advém da necessidade de se criar um sistema mais seguro, mais robusto, com um

sensor passivo e interfaces de leitura mais simples, e acima de tudo com um baixo preço. Neste trabalho estuda-se então a possibilidade de usar um antena RFID, como sensor que deteta se a fralda ou a roupa interior está saturada.

De uma forma mais simples pretende-se testar se é possível ter a tag RFID ligada ou desligada consoante o estado de alarme em que se insere, ou seja, testar se a tag RFID tem um comportamento diferente, quando está num ambiente húmido, neste caso com urina. Nos testes efetuados verificou-se que a uma distância predefinida é possível ler uma tag RFID e que quando se adiciona urina, a tag deixa de emitir sinal.

Num teste efetuado para se analisar as perdas de potência, colocaram-se duas tags sendo que uma seria a tag de referência a uma distância curta. Com a adição de urina, a potência do sinal teve uma atenuação considerável, validando os primeiros testes, em que a uma distância mais considerável como por exemplo na Figura 16 a tag deixa mesmo de emitir sinal.

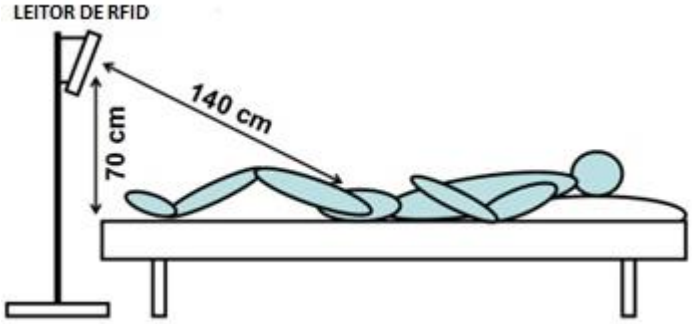

Figura 16 - Exemplo aplicacional do sistema baseado em RFID *[8]*

Contudo, sendo este um sistema pouco complexo que apresenta apenas dois estados, ligado ou desligado, interpreta-se sempre como estando seco ou húmido respetivamente, é um sistema que não tem controlo de erros, ou seja, se existir alguma falha de comunicação a resposta será sempre emitida como estando saturado. Estas falhas podem dever-se a vários fatores, nomeadamente a posição do corpo, a distância para o leitor, a interrupção da comunicação através de algum tipo de objeto, entre outros.

3.2.9 Sistema de monitorização de humidade com serviço de notificações.

A invenção apresentada em [58] refere um sistema de monitorização para detetar a presença de humidade, numa camada absorvente de um substrato têxtil que esteja a ser usado

por um utente com incontinência. Mais especificamente este sistema monitoriza a humidade e notifica o assistente para que proceda com a troca.

A parte correspondente à monitorização inclui uma fonte de alimentação e um microprocessador que analisa a informação gerada pelo sensor de humidade. O sistema é composto por mais do que um circuito elétrico sendo que estes são dispostos nas camadas absorventes e têm a função de sinalizar a quantidade de líquido que está presente no substrato.

Esta análise tem uma certa precisão, na medida em que o microprocessador analisa a alteração das propriedades elétricas, para identificar o estado do substrato nas suas diferentes camadas. A notificação é transmitida através de um sinal para o profissional responsável.

Contudo este sistema tem uma implementação relativamente complexa, na medida que requer a introdução de vários fios condutores por camada de absorção.

3.2.10 Sistema inteligente sem fios de gestão de incontinência

Em [7] apresenta-se um sistema sem fios de gestão de incontinência, cujas funcionalidades são: a deteção e estimação de eventos de incontinência, a deteção de outros factos clínicos relevantes e o serviço de notificação de assistentes, através de um sinal transmitido para um sistema central.

Este sistema (Figura 17) consiste em três componentes: o sistema de deteção de incontinência, uma rede de sensores sem fios e um software de gestão central.

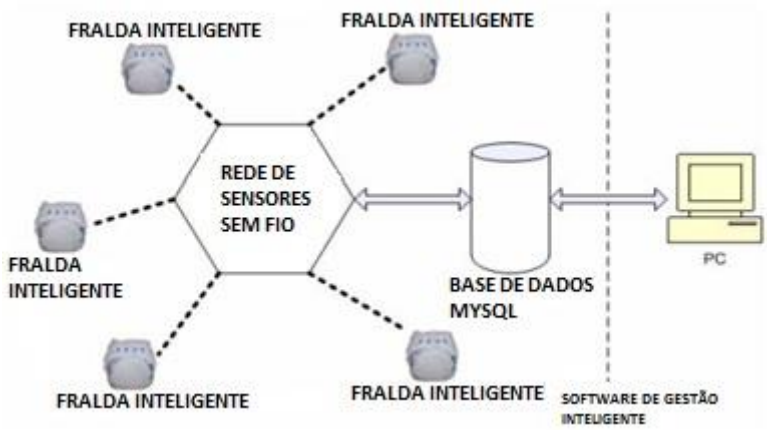

Figura 17 - Esquemático do sistema sem fios de gestão de incontinência *[7]*

O sistema de deteção de incontinência é feito nas fraldas, sendo que cada uma é equipada com um *transceiver* e um sensor de humidade. Este módulo tem a função de enviar um sinal para a rede de sensores. A rede de sensores tem a função de receber os dados emitidos pelo módulo de deteção e encaminha-los para a central usando um protocolo de baixo consumo de energia. Por último a central recebe a informação encaminhada pela rede de sensores e processa a informação.

A partir desta fase, os profissionais responsáveis conseguem saber quais os sensores que detetaram humidade e como tal, podem prestar o serviço de assistência adequado. Como alternativa, a central também pode avisar os profissionais através de alertas por SMS.

4. Arquitetura do sistema de alarme para incontinentes

A partir da informação recolhida nos capítulos anteriores, onde são descritas várias técnicas, métodos e protocolos relacionados com a temática desta dissertação, pretende-se a projeção de uma arquitetura de sistema que esteja em conformidade com os objetivos definidos.

Os objetivos definidos previamente englobam o desenvolvimento de três componentes principais distintas, que são: o sensor de humidade integrado no substrato têxtil, o dispositivo eletrónico emissor de sinal acoplado ao substrato e a aplicação móvel para o *smartphone* responsável pela receção de sinal e consequente geração de alarme. A Figura 18 consiste na apresentação da arquitetura para o sistema proposto.

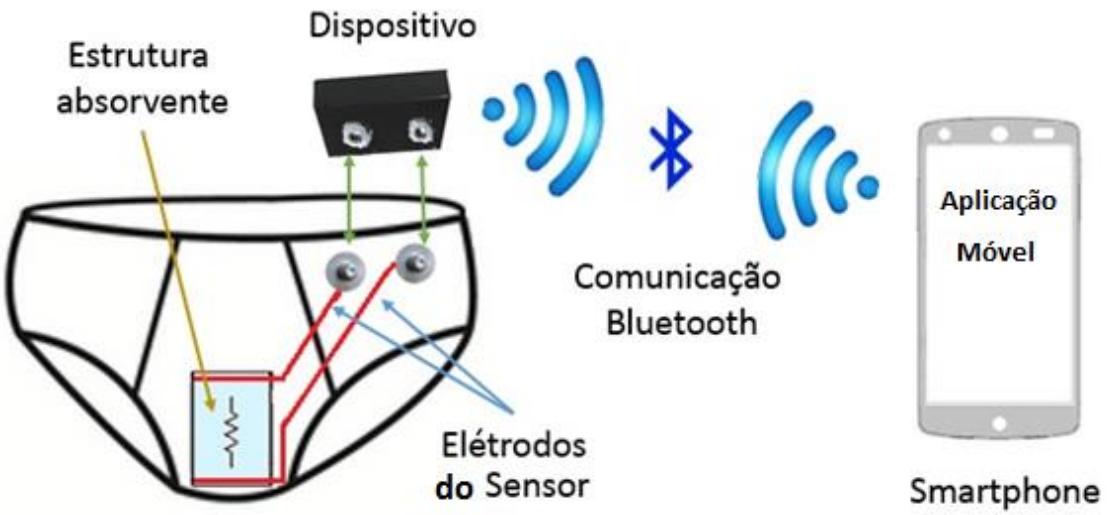

Figura 18 - Arquitetura do sistema de alarme

Em primeiro lugar procede-se com o dimensionamento do sensor de humidade e dos seus componentes secundários associados. Uma vez que o sensor está destinado a ser aplicado num substrato têxtil bastante maleável, é crucial que este seja desenvolvido com materiais flexíveis para oferecer o mesmo nível de conforto. Sendo assim, baseando nos estudos efetuados acerca do desenvolvimento de sensores de humidade e dos trabalhos relacionados, nomeadamente, os métodos de funcionamento dos sensores, este terá um princípio de funcionamento idêntico na medida em que o processo de deteção de humidade acontece quando a urina estabelece contacto entre os fios condutores que neste caso são fibrosos.

Depois deste processo inicia-se o desenvolvimento da interface entre o sensor de humidade e o dispositivo eletrónico responsável pela emissão de sinal. Uma vez que a unidade de processamento é implementada no dispositivo, é necessário que a interface estabeleça uma ponte de comunicação entre o sensor de humidade e o dispositivo eletrónico. Com esta funcionalidade, é importante que essa interface não influencie os resultados fornecidos pelo sensor e para isso, a sua resistência elétrica deve ser praticamente nula.

A segunda componente principal corresponde ao dispositivo eletrónico que é acoplado ao substrato.

Este dispositivo engloba um sistema responsável pelo processamento dos dados recebidos do sensor e um sistema de emissão de sinal sem fios, para trocar informação com um *smartphone*.

O protocolo de comunicação sem fios utilizado é o Bluetooth, por diversas razões. Em primeiro lugar o Bluetooth é uma tecnologia que hoje em dia está amplamente implementada nos dispositivos móveis como os *smartphones* e portanto constitui uma enorme vantagem em relação

aos outros sistemas sem fios. Além disso é uma tecnologia que normalmente tem o alcance de aproximadamente 10m, foi idealizado para aplicações de curto alcance em dispositivos com o objetivo de criar uma alternativa mais funcional em comparação com a utilização de cabos. Surgiu para oferecer soluções sem fios para os utilizadores que necessitam de estabelecer uma ligação ou uma pequena rede entre dispositivos tais como os teclados, os ratos, impressoras ou, neste caso uma rede entre o dispositivo eletrónico e o *smartphone*. A par disso, é também um sistema de baixo custo, de baixo consumo e com dimensões reduzidas. Assim, deste modo, o dispositivo comtempla todo o desenvolvimento anteriormente descrito e também o dimensionamento de uma placa de circuito impresso (PCB – *Printed Circuit Board*), para acoplar ao substrato.

A terceira componente consiste no sistema de receção de sinal e consequente geração de alarme. Esta corresponde ao desenvolvimento de uma aplicação móvel para um *smartphone* com o sistema operativo *android*. A escolha do *smartphone* para ser o responsável por receber o sinal, prende-se com o facto de hoje em dia serem globalmente indispensáveis, pelas variadíssimas vantagens que fornecem.

Deste modo, tal como foi referido anteriormente, a grande maioria dos dispositivos móveis está munida com a tecnologia Bluetooth para que facilmente troquem informações com outros dispositivos. A utilização do sistema operativo *android* deve-se ao facto de ser *open source* e ter ao seu dispor uma API bastante completa e disponível para qualquer utilizador.

A aplicação disponibiliza ao utilizador, a capacidade para que este configure o nível de alarme na qual quer que seja ativado, ou seja, o utilizador é responsável por configurar o dispositivo eletrónico para três níveis distintos de quantidade de urina presente no substrato. Por sua vez, o emissor, envia um sinal via Bluetooth quando o a quantidade de urina estiver compreendida nos níveis de alarme pré-configurados. Além disso a aplicação é responsável por registar um histórico de ocorrências, para que seja possível identificar padrões ou melhorias importantes no ponto de vista médico em relação à evolução da IU do utilizador.

5. Desenvolvimento do sensor de líquidos

A aplicação do sensor é destinada tal como foi referido anteriormente, à deteção de urina em roupa interior específica para incontinentes.

O desenvolvimento do sensor deve obedecer a alguns requisitos impostos no âmbito do projeto, nomeadamente ao facto do sensor ter de ser desenvolvido a partir de fibras. Deste modo, o sensor deve ser desenvolvido com fio condutor, com propriedades que permitam a introdução em substratos fibrosos. Portanto devem ser flexíveis ao ponto de poderem ser trabalhados na indústria e também resistentes às forças a que são sujeitos. Foram destacados dois tipos de fio condutor, o INOX/PES (fio condutor de INOX, revestido com poliéster), e o INOX/CO (fio condutor de INOX, revestido com algodão).

O substrato fibroso corresponde a uma aglomeração de três estruturas diferentes, nomeadamente uma estrutura hidrofóbica com a função de função de transmitir uma sensação de seco para o paciente, uma malha 3D, responsável por absorver a humidade, e uma estrutura impermeável, responsável por impedir a fuga de líquido para o exterior. Estas três camadas são aglomeradas de acordo com a sequência referida.

A partir de estudos realizados anteriormente referentes à capacidade de absorção, descobriu-se que as estruturas absorventes masculina e feminina, que serão utilizadas na elaboração deste trabalho têm uma capacidade de 150 ml e de 90ml respetivamente.

5.1 Sensor de líquidos

Perante o estudo realizado no estado da arte, idealizou-se um sensor de líquido composto por fios condutores que não se intercetam no substrato onde estão inseridos, o que quer dizer que não há condutividade no espaço entre os dois fios condutores quando está seco, mas mesmo assim com a responsabilidade de detetar líquido no substrato fibroso quando este está húmido.

A resistência elétrica é a grandeza que influencia a passagem ou não de corrente elétrica e a partir dos conceitos teóricos sabe-se que não há condutividade entre os fios condutores, devido à resistência elevada que existe entre os terminais, considerando-se desta forma uma resistência

infinita. No entanto quando este substrato entra em contacto com um líquido condutor, o sistema já começa a conduzir energia. Assim, sendo a urina um líquido condutor, será também a responsável por influenciar a condutividade entre os dois pontos a partir do momento que une as extremidades fazendo desta forma uma ponte de um fio para o outro.

À medida que a urina flui e a humidade aumenta, a resistência elétrica diminui até atingir o seu ponto mínimo que é referente à humidade máxima que é possível ser detetada. Ou seja, há passagem de corrente elétrica e esta aumenta à medida que a resistência diminui.

5.1.1 Estudo do dimensionamento do sensor

O sensor foi desenvolvido com base neste conhecimento. Para a sua conceção foi elaborado um estudo com o objetivo de identificar o design mais adequado para o produto. Assim, com este estudo pretende-se identificar a melhor disposição dos fios condutores, para constituírem o sensor.

Materiais

Inicialmente foi concebido um sensor com um dimensionamento idêntico ao que está apresentado na Figura 19, onde dois fios condutores paralelos percorrem toda a área absorvente sem se tocar, com algumas variações estruturais mencionadas na Tabela 2.

Tabela 2 - Características estruturais dos protótipos do sensor

Tipo de fio condutor	INOX/PES
	INOX/CO
Validação do sensor	Contorno do substrato
	Número de fios (1, 2 ou 3)
	Distância entre fios (0,5 cm, 1 cm, 1,5 cm)
Localização do sensor	1ª Camada
	2ª Camada (parte inferior e superior)
	3ª Camada

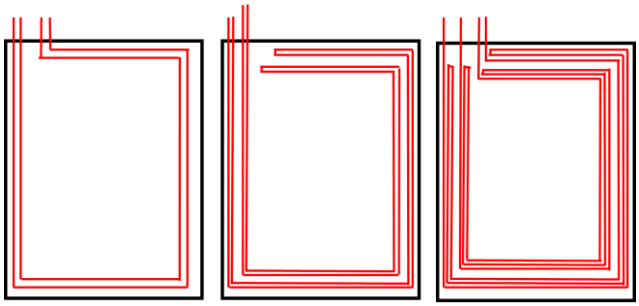

Figura 19 - Primeira estrutura do sensor de líquidos no modelo masculino

Metodologia de ensaios

Nesta fase pretendeu-se validar um estudo do sensor que estava projetado, com o intuito de se perceber as suas limitações, assim como a análise do seu comportamento. Inicialmente foram projetados substratos fibrosos com fios condutores paralelos nos contornos do substrato. Com o objetivo de alargar o número de testes e possivelmente aumentar a sensibilidade ou desempenho do sensor, foram adicionados mais fios condutores paralelos. A metodologia de ensaios utilizada nesta fase consistia em adicionar pequenas porções de água, e verificar a resposta do sensor com um multímetro.

Resultados referentes ao estudo do dimensionamento do sensor

Os resultados deste estudo preliminar não foram os esperados, devido à disposição dos fios condutores, em paralelo e com pouca distância a separar os fios e as extremidades de saída dos fios condutores. Estas características levantam à partida uma série de constrangimentos relacionados com o funcionamento do sensor.

Partindo do princípio de funcionamento do sensor de humidade em que só tem condução quando existe humidade suficiente para fechar o circuito, este realmente funciona segundo esse sistema mas com um paralelismo tão curto, basta apenas uma gota de líquido cair sobre os dois fios para fechar o circuito e fazer condução de energia. Deste modo, para uma aplicação onde se espera o armazenamento de uma quantidade de líquidos considerável, é de todo impraticável o alarme ser ativado com uma gota líquidos.

No entanto, com este estudo foi possível selecionar o fio condutor INOX/PES por ser mais resistente e apresentar um melhor comportamento na sua aplicação no substrato. Por outro lado,

eliminou-se a hipótese deste sensor ser colocado na 1ª e na 3ª camada do sistema absorvente, devido a limitações estéticas do produto e técnicas de produção.

5.1.2 Estudo do desempenho e dimensionamento do sensor de líquidos

Nesta fase já havia conhecimento quanto a limitações do sensor e a metodologia de trabalho foi efetuada em função desse conhecimento.

Como a humidade tem a característica de alastrar na forma de círculos, concluiu-se que os fios dispostos nas extremidades (um em cada extremidade, contínuos ou descontínuos), ou um fio descontínuo em torno das extremidades do substrato, ou um fio descontínuo a atravessar os substratos, solucionava o problema, porque a humidade ao alastrar atingiria os mesmos pontos no mesmo espaço de tempo. Neste caso o sistema tem capacidade para produzir o alarme quando existir um certo nível de humidade. Partindo deste princípio, desenvolveu-se um circuito de testes (Figura 20) que deteta a humidade e produz um alarme quando essa humidade corresponde a uma percentagem (regulável) da capacidade da estrutura fibrosa.

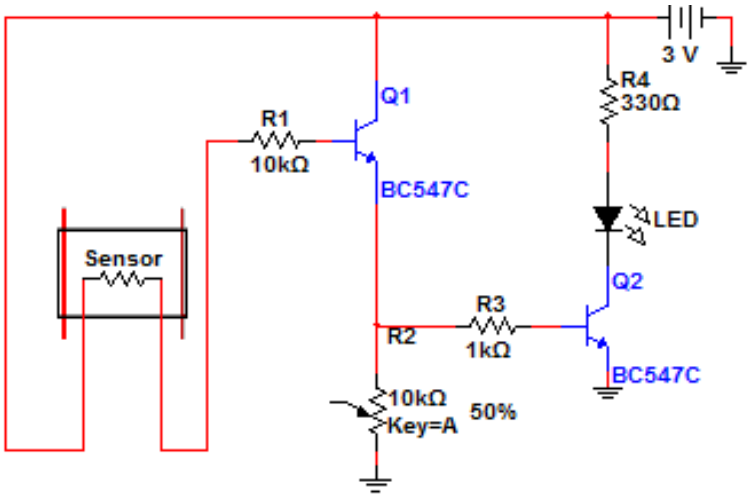

Figura 20 - Circuito do detetor de humidade

O funcionamento básico deste circuito é o seguinte: é alimentado por uma tensão contínua de 3V estando aberto quando não existe humidade; quando existir humidade entre as duas extremidades do sensor, a resistência deixa de ser infinita e começa a passar corrente elétrica, ou seja, o circuito fecha e há condução de energia.

O circuito é composto por dois transístores que funcionam como interruptores, ou seja, quando existe uma corrente na base do transístor, este abre a passagem de corrente entre o

coletor e o emissor e desta forma pode ativar algum dispositivo, então quando há condutividade no sensor, passa uma corrente e entra na base do transístor **Q1**. Nos transístores, a corrente no emissor é igual a corrente da base vezes o Beta, caso esteja a operar na zona ativa. Caso se pretenda só um interruptor, utiliza-se o transístor na zona de saturação e à mínima passagem de corrente para a base do transístor abria-se a passagem entre o coletor e emissor.

Posteriormente, foi implementada uma outra parte do circuito composta por um divisor de corrente e outro transístor, que tem como função regular a quantidade de líquidos a que deve ser gerado o alarme. Existe uma relação entre a corrente que passa no coletor e a corrente da base, logo não são correntes fixas porque a corrente da base varia com a resistência do sensor.

Quanto maior for a humidade, menor será a resistência e, por sua vez, maior será a corrente que passa no circuito. O divisor tem a função de regular a corrente que passa para a base do transístor **Q2**. Este é composto por uma resistência variável que estabelece um limite para a corrente que passa para o transístor **Q2**. Por sua vez, quando este tem uma corrente na base, abre passagem entre o coletor e emissor e com isto liga um LED que servirá de alarme.

Sintetizado, o circuito é composto por dois interruptores feitos com transístores, em que um tem a função de detetar humidade e o outro tem a função de controlar o alarme, sendo ativado apenas quando a corrente obedece a um parâmetro pré-definido.

Metodologia de ensaios de teste ao sensor

A metodologia de ensaios ao sensor (Figura 21) consistiu em implementar o circuito mencionado anteriormente, com a parte referente ao sensor dentro de uma estufa regulada para os 34º com o objetivo de simular a temperatura exterior do corpo humano. Seguidamente, foram adicionados 5ml de água, de 30 em 30 minutos, sendo que o objetivo era aumentar gradualmente a humidade na estrutura fibrosa. No ponto inicial, a resistência responsável por regular a sensibilidade do circuito estava fixada no máximo, ou seja, qualquer sinal de humidade no sensor, encaminharia corrente elétrica para a base do transístor Q2, que por sua vez gerava o alerta. À medida que se adicionava água, a humidade aumentava e como tal diminuía a resistência.

O objetivo traçado era o de diminuir a sensibilidade do sensor para que gerasse o alarme o mais próximo possível da capacidade máxima da estrutura.

Pode-se considerar este circuito como a base do sistema de deteção de humidade que será implementado, visto que, posteriormente, será alterado para a implementação do sistema de emissão de dados.

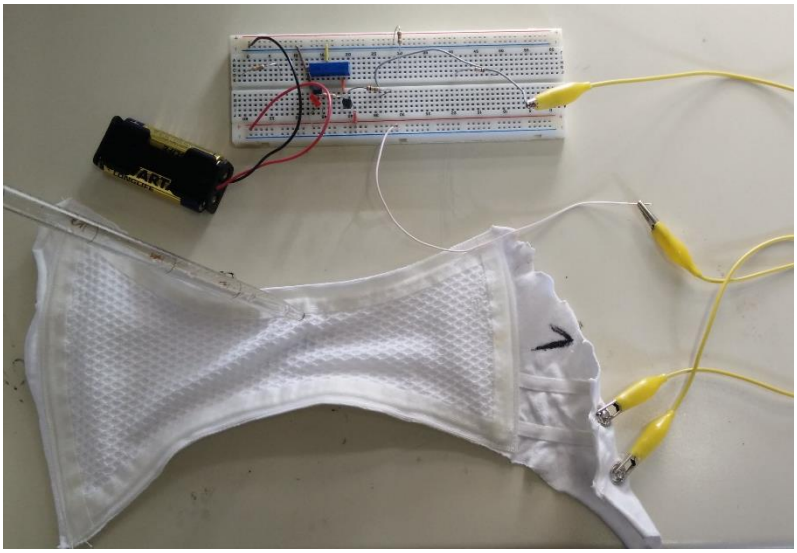

Figura 21 - Exemplificação do ensaio à estrutura absorvente e da resposta do sensor

Como não se sabia ao certo quais eram os principais fatores, além dos líquidos, que influenciavam os resultados inicialmente, os testes foram realizados com o sensor inserido na malha 3D em conjunto com a malha impermeável, sem estar selado para se tentar identificar um comportamento.

Materiais utilizados nos ensaios

Este primeiro plano de trabalhos serviu para eliminar algumas dúvidas e alguns tipos de sensor. Optou-se pela criação de um sensor feito com o fio condutor INOX/PES. Relativamente, à constituição do sensor, a partir dos resultados obtidos na fase anterior, optou-se pela aplicação de um fio condutor descontínuo à volta do substrato, um ou dois fios condutores transversais descontínuos e por dois fios condutores contínuos ou descontínuos nas extremidades, tal como na Figura 22. Um fio condutor descontínuo consiste num fio condutor que é parcialmente quebrado, e ao mesmo tempo é revestido por outro fio, nomeadamente de poliéster.

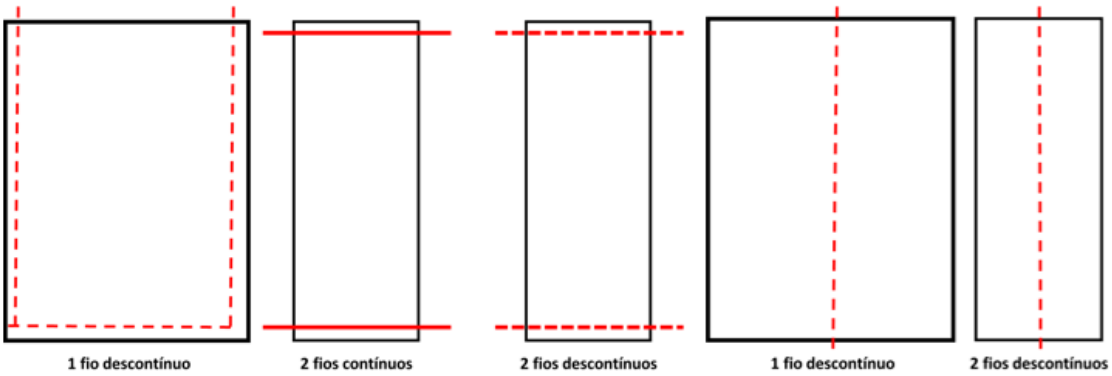

Figura 22 - Estruturas do sensor com fios nas extremidades, em torno do substrato e transversais

Neste plano de ensaios pretendeu-se validar o tipo de sensor, a camada onde seria integrado e o método de avaliação do mesmo.

Resultados dos ensaios ao desempenho e dimensionamento do sensor

Depois de algumas amostras testadas, e apesar dos resultados serem os esperados, verificaram-se algumas fugas de líquido, devido à estrutura não estar selada que acabava por comprometer os testes.

Os resultados eram os esperados, no sentido em que diminuía a resistência do circuito, à medida que aumentava a humidade, fornecendo valores que se aproximavam dos limites de capacidade da estrutura já estabelecidos, tal como se verifica na Figura 23. Assim, conclui-se que por questões de facilidade de produção e também por desempenho da estrutura fibrosa não faz sentido o fio ser descontínuo porque se danifica mais rapidamente. Deste modo, foram descartadas as estruturas com os fios descontínuos nas extremidades e o fio descontínuo que atravessa a estrutura.

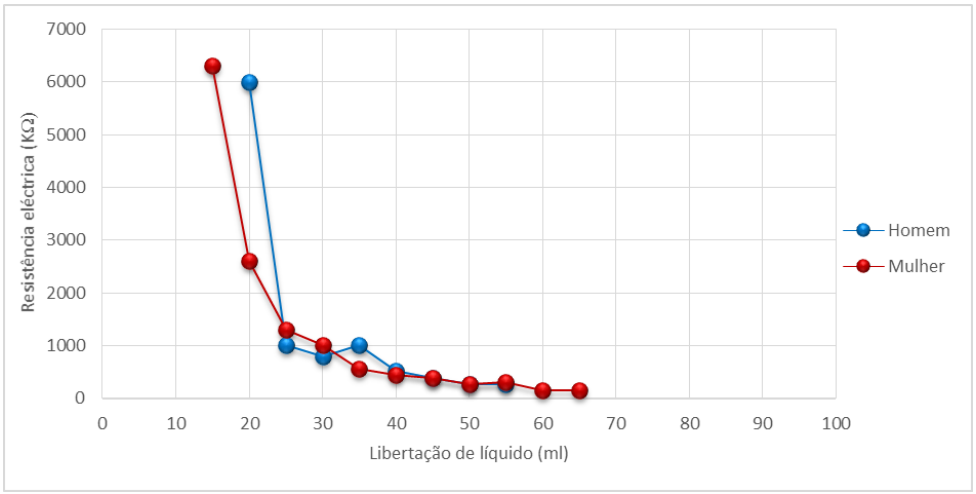

Figura 23 - Ensaio preliminar ao sensor inserido na malha 3D, sem a estrutura absorvente estar selada

Otimização do dimensionamento do sensor

Tal como foi reconhecido nos resultados obtidos no estudo anterior, era necessário garantir alguma fiabilidade por parte do sensor. Deste modo, neste plano de trabalhos realizaram-se testes em sistemas absorventes com selagem, para eliminar os problemas relacionados com as fugas de líquidos e desta forma observar um comportamento mais aproximado à realidade.

Materiais utilizados

Com base nos resultados do plano de trabalhos anterior continuou-se a utilizar o fio condutor INOX/PES. Relativamente à constituição do sensor, nesta fase, produziram-se amostras seladas com 1, 2 e 3 fios contínuos apenas nas extremidades, tal como se mostra na Figura 24.

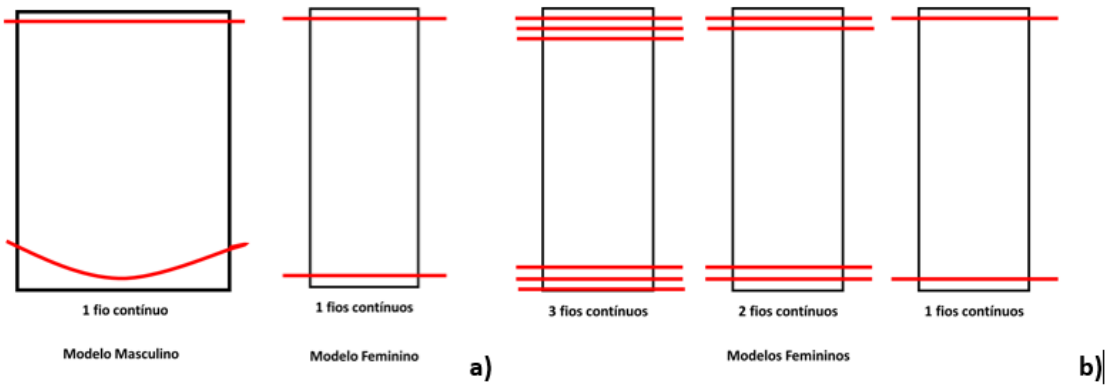

Figura 24 - a) Estrutura final do sensor; b) Disposição dos fios na estrutura final

Resultados obtidos na otimização do sensor

Os resultados referentes à estrutura selada são apresentados na Figura 25, verificando-se que o alarme é ativado pela primeira vez aos 15 ml e 20 ml (mulher e homem respetivamente), e a resistência regulável correspondente é de 6,3k, ou seja, com uma resistência auxiliar de 6,3k, o alarme seja ativado à mínima percentagem de humidade.

A resistência diminui drasticamente à medida que se adiciona líquido até aos 30ml, e a partir daí tende a descer lentamente. A partir dos 50 ml não se notam oscilações significativas, sendo que a resistência corresponde a aproximadamente 150 ohms, concluindo-se assim que está próximo da capacidade máxima para se gerar o alarme através deste método.

Nos estudos realizados aos dispositivos absorventes para a mulher notou-se que existe uma grande similaridade entre os resultados, porque existe sempre um decréscimo praticamente idêntico em todos os testes, ou seja, à medida que se verte água sobre o substrato, a resistência auxiliar utilizada no circuito diminui até valores inferiores a 200Ω, e pelos gráficos verifica-se que esses valores são atingidos em torno dos 50ml de capacidade.

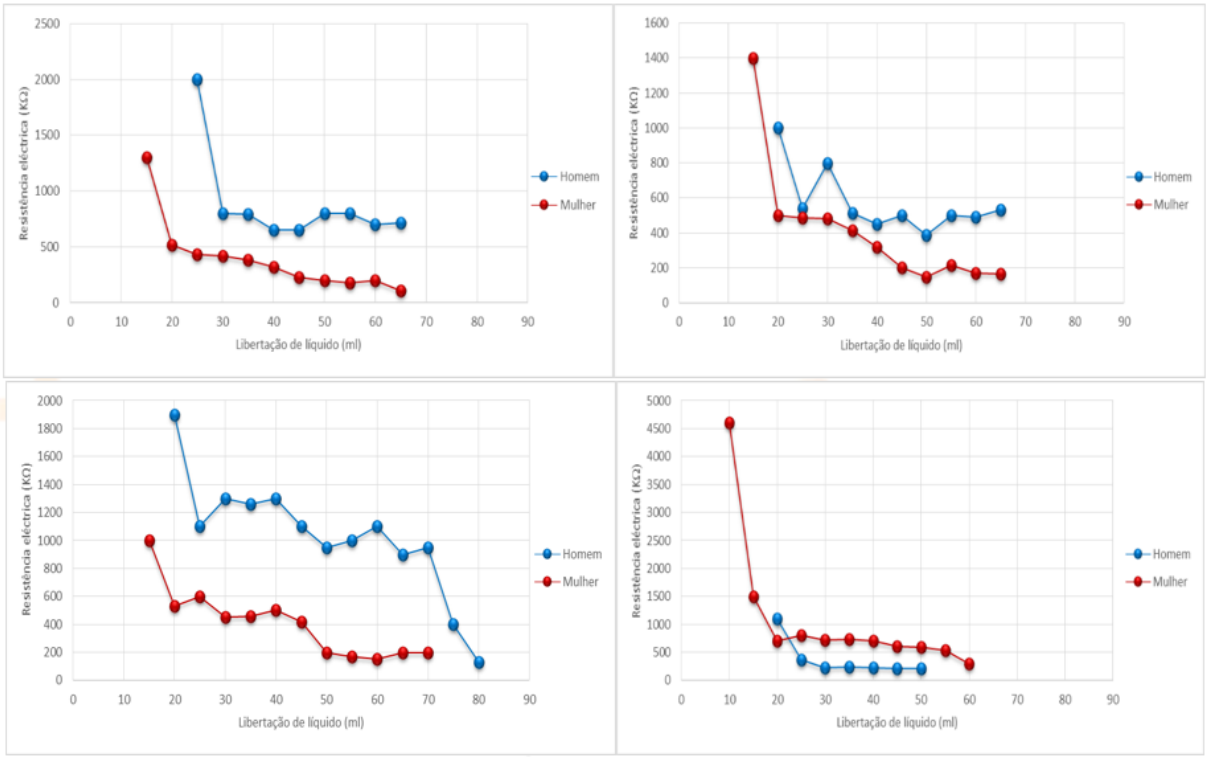

Figura 25 - Resultados de 4 ensaios para o modelo masculino e feminino (1º-4º ensaio)

Nos sistemas absorventes para o Homem, os resultados são relativamente diferentes em comparação com os da mulher, porque em praticamente todos os casos não existe um decréscimo contínuo, ou seja, apesar dos valores da resistência demonstrarem uma diminuição à medida que a quantidade de líquidos aumenta, tem alturas em que os valores sobem, ao contrário daquilo que seria esperado.

Como os valores referentes à estrutura do Homem eram aparentemente anormais, fez-se um segundo ensaio, partindo do princípio que a oscilação de valores se devia às próprias características da estrutura, em que por ter mais capacidade, ainda era preciso mais quantidade de líquidos para se conseguir os valores desejados e também pela forma, visto que não está disposta num formato plano.

Assim realizou-se outro tipo de teste, em que neste, contrariamente ao 1°, adicionam-se 10ml de água, de 30 em 30 min. Como se verifica na Figura 26, a resistência vai diminuindo com o aumento da libertação de líquido, apesar de inicialmente os valores oscilarem muito, chegam a uma altura por volta dos 70 ml em que desce drasticamente a resistência.

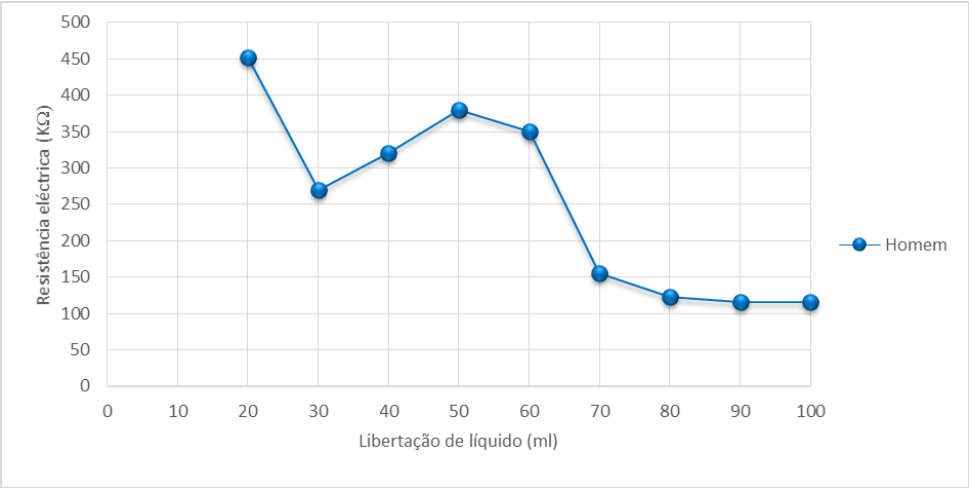

Figura 26 - Teste do substrato referente ao Homem, de 10 em 10ml

Assim, comparativamente ao primeiro tipo de testes, no substrato dos homens verifica-se uma curva semelhante, na medida em que há uma diminuição da resistência, seguida de um aumento e depois uma descida abrupta, como podemos comparar na seguinte Figura 27 que corresponde a um teste de 5 em 5 ml.

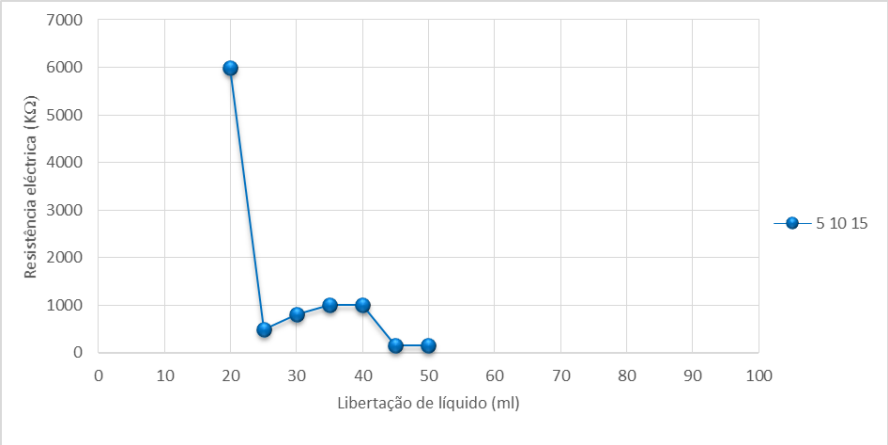

Figura 27 - Teste do substrato referente ao homem de 5 em 5ml

Concluiu-se também que o facto de ter mais do que um fio nas extremidades não influencia em nada a saída do sensor, uma vez que essa saída depende da humidade que se difunde sempre ao mesmo nível. Por outro lado, a incorporação do sensor na camada inferior ou superior da malha 3D é indiferente, no que concerne ao comportamento dos resultados.

5.1.3 Conclusões acerca do desenvolvimento do sensor de líquidos

Durante o desenvolvimento surgiram vários problemas relacionados com o comportamento do sensor. Inicialmente existiam dúvidas quanto à disposição e número de fios condutores, mas rapidamente se identificaram os problemas e limitações, nomeadamente a impossibilidade de fazer um sistema com fios condutores dispostos lado a lado.

Concluiu-se que o melhor sistema seria constituído por dois fios condutores nas extremidades devido à forma como a humidade alastra. Verifica-se que a estrutura fibrosa referente à mulher, apresenta resultados mais estáveis e aproximados ao que seriam os resultados ideais, enquanto a estrutura dos homens apresenta uma certa instabilidade, que com o tempo e quantidade de líquido tende a normalizar e oferecer um resultado favorável.

Deste modo optou-se por um sensor feito com fio condutor INOX/PES, com um fio condutor em cada extremidade do substrato, uma vez que foi esta estrutura que forneceu os melhores resultados. Por fim, concluiu-se que o sensor deveria ser colocado na estrutura de malha 3D, dado que apresenta maior estabilidade estética, elétrica e de processamento do mesmo.

5.2 Integração do sensor com o dispositivo

Após a seleção do sensor, verificou-se que o sensor construído com fio condutor INOX/PES com um fio condutor em cada extremidade do substrato era a melhor solução para o problema, uma vez que foi esta estrutura que forneceu os melhores resultados, era necessário validar a solução já integrada no substrato. Esta integração consiste na interface entre os fios condutores e o dispositivo eletrónico que será acoplado. As molas de pressão surgem como principal candidato a fazer essa interface por várias razões explicadas no ponto seguinte.

O dispositivo eletrónico necessita de ser acoplado aos fios condutores e também necessita de ser amovível para evitar danos com lavagens e também outros fatores. Visto isso, as molas tanto permitem fazer a conexão dos fios condutores, como a ligação ao dispositivo eletrónico. O dispositivo eletrónico tem de estar isolado, e para esse efeito será introduzido dentro de uma caixa, que através das molas de pressão faz a conexão à roupa interior.

5.2.1 Interface com molas de pressão

A razão pela qual surgem as molas de pressão como a melhor alternativa no que diz respeito à interface entre o dispositivo e a peça de roupa interior deve-se às hipóteses que foram levantadas num estudo prévio. Seria preciso garantir a condutividade entre as duas partes e qualquer conector eletrónico solucionava o problema. Contudo qualquer um desses conectores provocava outros problemas, tais como as pontas soltas, que facilmente rebentariam com lavagens ou quando eram sujeitas a outro tipo de força. Seria também necessário garantir que o dispositivo fosse amovível, uma vez que não é lavável e como tal, a hipótese de fazer um sistema fixo também fica sem efeito.

A hipótese de se implementar um sistema de velcro condutor também não é muito funcional devido à deterioração dos materiais com as lavagens. Deste modo, surgem as molas de pressão, que garantem a condutividade, permitem que a peça seja amovível e também protege melhor os fios condutores de rebentamentos por esticão. Para além de que a sua aplicabilidade também é relativamente simples. Desta forma, foram realizadas algumas experiências, utilizando molas de pressão.

Metodologia de ensaio às molas de pressão

O dispositivo eletrónico tem de ser amovível, sendo que as molas de pressão têm de ser colocadas preferencialmente num local de fácil acesso, por outro lado, as molas não devem ser aplicadas no substrato absorvente, porque facilmente entram em contacto com a superfície húmida, influenciando os resultados do sensor. Assim, os primeiros protótipos com a integração das molas de pressão, podem ser observados na Figura 28. As molas são colocadas na zona frontal, fora do substrato absorvente, através de uma extensão dos dois fios condutores, que constituem o sensor.

Figura 28 - Protótipos com molas de pressão

Resultados do primeiro teste às molas de pressão

Nos primeiros testes às molas de pressão verifica-se que constituem um problema para o fio condutor, na medida em que o fio condutor é danificado possivelmente durante a sua aplicação, talvez devido à pressão ou então quando o fio é tencionado nas extremidades da mola, acabando por partir. O mesmo acontece com os protótipos desenvolvidos pela IMPETUS, que ao fim de uma lavagem, já estavam maioritariamente danificados, tal como se pode observar na Figura 29.

Figura 29 - Fios quebrados com a fricção

Assim, considerou-se pertinente estudar a introdução de um outro tipo de material entre a mola e o fio que garanta a condutividade e ao mesmo tempo proteja o fio condutor contra as quebras, provocadas pela extremidade da mola.

5.2.2 Estudo da interface das molas de pressão com o fio condutor

O objetivo, consiste no estudo de materiais que possam ser utilizados em conjunto com as molas de pressão, que forneçam mais segurança ou comodidade para o fio condutor, impedindo que ele quebre e ao mesmo tempo continue a garantir condutividade.

Metodologia de ensaio

1ªFase – Preparação dos materiais

A metodologia utilizada para levar a cabo os testes às molas foi, primeiramente, a recolha de diferentes materiais, com potencial para satisfazer os requisitos impostos e, em seguida, a produção de protótipos com as molas, os materiais e os fios condutores, afim de se verificar a condutividade e a proteção do fio condutor.

Os materiais utilizados foram testados e legendados da seguinte forma:

- **Simples** – Aplicação normal da mola e fio condutor.
- **Malha com membrana** – Introdução de uma malha com membrana entre a mola e o fio.
- **Malha com membrana 2** – Introdução de uma malha com membrana de outro tipo entre a mola e o fio condutor.

- **Dupla malha com membrana** – Introdução de duas malhas com membrana, uma por cima do fio e outra por baixo.
- **Malha condutora** – Introdução de malha condutora entre a mola e o fio condutor.
- **Membrana de silicone** – Introdução de uma membrana de silicone entre a mola e o fio condutor.

Na Figura 30 pode-se observar os diferentes materiais utilizados neste teste. Depois dos protótipos desenvolvidos, o teste consiste na verificação da condutividade após os protótipos serem sujeitos a lavagens, sendo possível analisar se o fio quebra ou se mantém a condutividade.

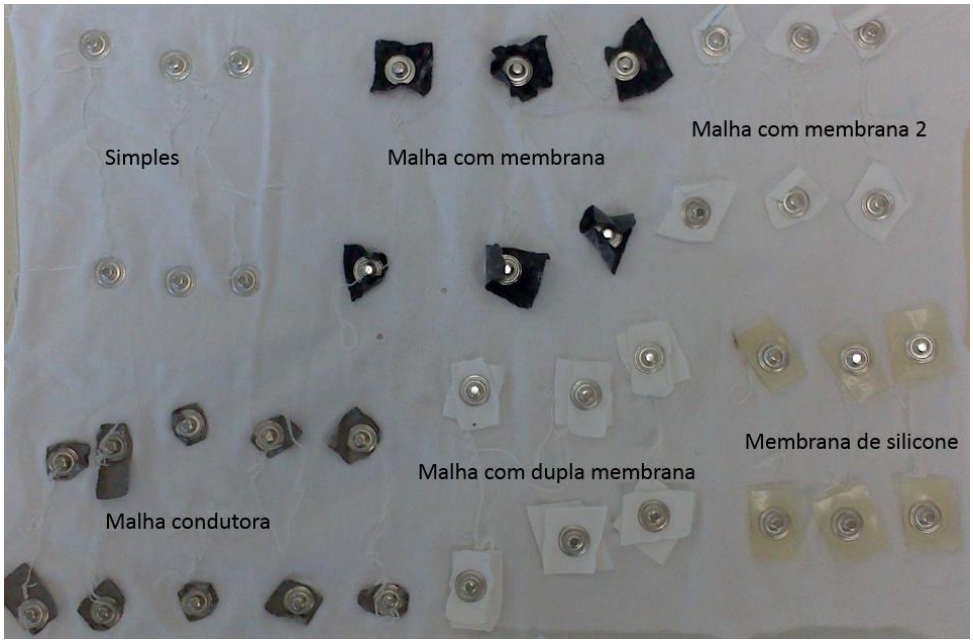

Figura 30 - Protótipos para teste das molas

2ª fase – Lavagem e avaliação de propriedades

Neste estudo realizaram-se 1, 3 e 5 lavagens, segundo a norma NP EN 26330, utilizando a lavagem 7 A com a temperatura a 40 °C e carga de lavagem de 2Kg.

O método de avaliação de propriedades consiste unicamente em verificar com um multímetro, se existe condutividade entre as respetivas molas (Figura 31) após os diferentes ciclos de lavagem.

Posteriormente concluiu-se, que no caso da existência de condutividade entre as molas, o fio não quebrou, tal como era pretendido e portanto o material utilizado com as molas, tem potencial para ser aplicado no produto final.

Figura 31 - Teste de condutividade através do multímetro

Resultados acerca da introdução de novos materiais com as molas

Logo após o desenvolvimento dos protótipos verificou-se que o protótipo "Malha com membrana" não funciona. Acredita-se que a membrana ao ser aplicada acaba por isolar completamente o fio condutor da mola e assim não permite a condutividade, porque nos outros testes de malha com membrana verificou-se igualmente que uma das ligações não funcionava.

Após as lavagens verificou-se que as malhas com membrana estavam ainda com mais falhas e a estrutura "simples" também falhou em alguns casos.

Por fim, sobraram a malha condutora e a membrana de silicone em que se verificou condutividade em todos os casos.

Teste efetuado aos materiais selecionados (malha condutora e membrana de silicone)

No primeiro estudo, concluiu-se que era necessário utilizar uma malha condutora ou uma membrana de silicone para proteger o fio e ao mesmo tempo garantir condutividade, uma vez que a estrutura simples e as estruturas com membranas, não cumprem os requisitos. Sendo assim, esta segunda fase, consiste em fazer um teste mais específico acerca destes materiais.

Metodologia de ensaio

1ªFase – Preparação dos materiais

A metodologia utilizada para fazer o segundo teste às molas, partiu da realização de um estudo sobre as diferentes formas de aplicar os materiais selecionados, com o objetivo de identificar se o método como são aplicados, influencia os resultados, e seguidamente a produção

de protótipos com as molas e fios condutores, a fim de se verificar a condutividade e a proteção do fio condutor.

Os materiais utilizados foram testados e legendados da seguinte forma:

Malha condutora – Introdução de malha condutora entre o fio e a mola.

Dupla malha condutora – Introdução de duas malhas, uma pela parte de baixo do fio e outra pela parte de cima. Na Figura 32, pode-se observar os protótipos utilizados neste teste. Depois dos protótipos desenvolvidos, o teste consiste na verificação da condutividade. Após os protótipos serem sujeitos a lavagens será possível analisar, se o fio quebra ou se mantém a condutividade.

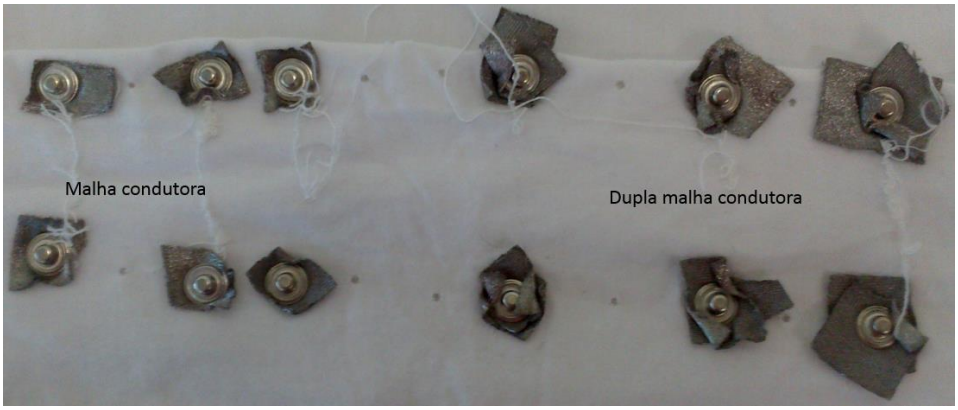

Figura 32 - Protótipos com malha condutora

Anilha de silicone – Introdução de anilha de silicone entre a mola e o fio condutor. A anilha vem substituir a membrana de silicone, uma vez que tem a forma ideal para se introduzir na mola. Na Figura 33, é possível visualizar os protótipos produzidos para este teste.

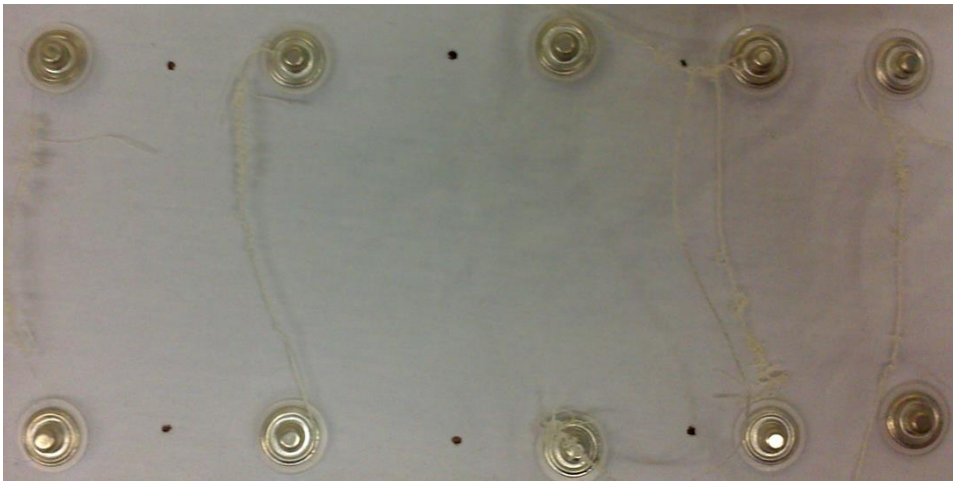

Figura 33 - Protótipos com anilhas de silicone

2ªFase – Lavagem e avaliação de propriedades

A lavagem foi realizada segundo a norma NP EN 26330, à temperatura de 40ºC, com uma carga de cerca de 2Kg. Foram realizadas 3 lavagens a cada substrato.

O método de avaliação de propriedades consiste unicamente em verificar com um multímetro se existe condutividade entre as respetivas molas.

Resultados dos ensaios

Com este teste, verificou-se que o protótipo com dupla malha, assegura a condutividade, não se verificando nenhuma quebra. Verificou-se ainda, que o protótipo feito com uma malha, por vezes, não tem condutividade, porque ao que tudo indica, como o fio está situado entre o substrato e a malha condutora, os movimentos podem fazer com que este fique isolado, impedindo desta forma a sua condutividade. Quanto aos testes feitos às anilhas, verifica-se que estas oferecem resultados extremamente positivos, na medida em que asseguram condutividade em 100% dos casos sujeitos a lavagens.

5.2.3 Conclusões acerca do estudo das molas de pressão

Para finalizar, sabendo que tanto a dupla malha condutora e as anilhas cumprem os requisitos é preciso saber qual delas se vai utilizar. Sendo assim, uma vez que a complexidade de confeção é mais elevada no que diz respeito à dupla malha condutora, optar-se-á pelas anilhas de silicone, que além de cumprirem os requisitos, são esteticamente mais avantajadas.

5.3 Otimização do circuito base

Este estudo, surge a partir da necessidade, de colocar o circuito em cumprimento com a norma que regula as correntes elétricas que passam pelo corpo. Portanto, é necessário encontrar o valor da resistência que limita a corrente que passa no circuito, para estar conforme o que é permitido.

5.3.1 Estudo da resposta do circuito quando é aplicada água destilada e urina artificial

Para ser possível obter resultados mais próximos da realidade, é necessário fazer uma comparação entre a resposta do sensor quando é libertada água destilada e quando é libertada urina artificial, ou seja, verificar a diferença provocada na corrente elétrica que passa no sensor, sabendo que a urina tem mais eletrólitos que a água destilada e sendo assim, conduz melhor a corrente. Contudo, é importante referir que a capacidade de condução da urina, varia de pessoa para pessoa.

Metodologia de ensaios

O processo segue as mesmas regras referidas anteriormente, fazendo testes com libertações de 5 e 10ml, no substrato absorvente, a cada 30 min, e, neste caso, medir com um amperímetro a corrente que passa no sensor. Com este ensaio, pretende-se ter uma noção mais próxima da realidade, pela diferença entre a corrente que passa, com água destilada e com urina artificial.

A solução para urina artificial corresponde a uma solução aquosa com a seguinte composição:

- 1% Amónia;
- 2,5% Ureia;
- 1% Cloreto de sódio;
- Ácido acético pH 5-7.

Resultados dos ensaios com urina artificial e água destilada

Pela análise dos gráficos presentes nas Figura 34, Figura 35 e Figura 36 verifica-se realmente que a urina tem mais capacidade de condução de energia que a água destilada, porque à medida que são adicionados mais mililitros, a corrente que passa com a urina é sempre maior que a corrente que passa com a água.

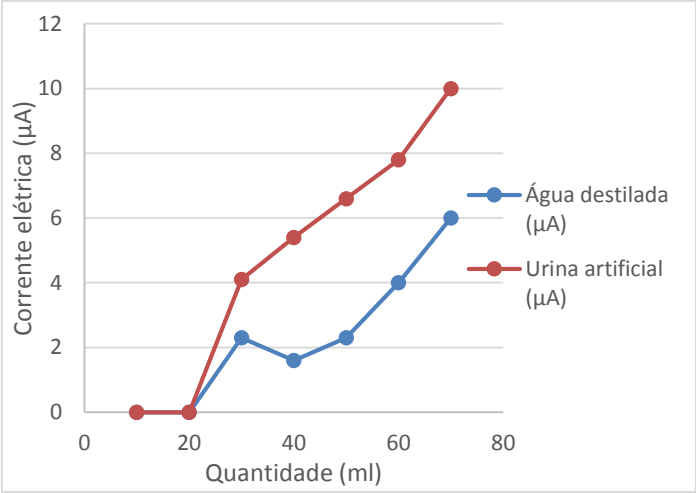

Figura 34 – 1º Teste - 10ml de 30 em 30 min

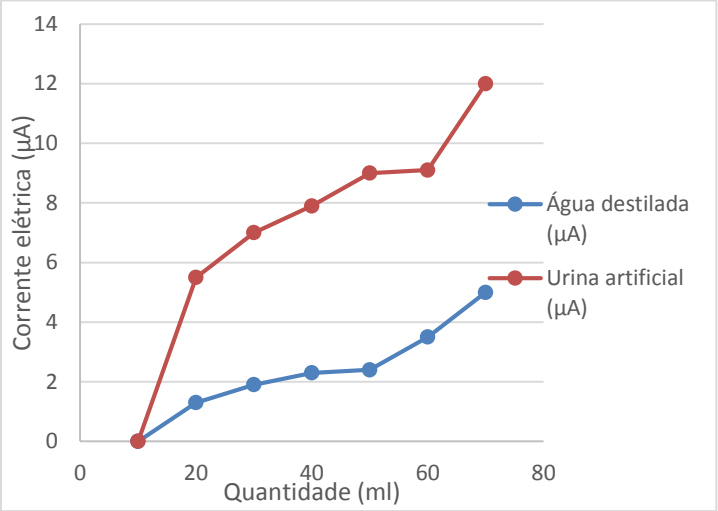

Figura 35 - 2º Teste - 10ml de 30 em 30 min

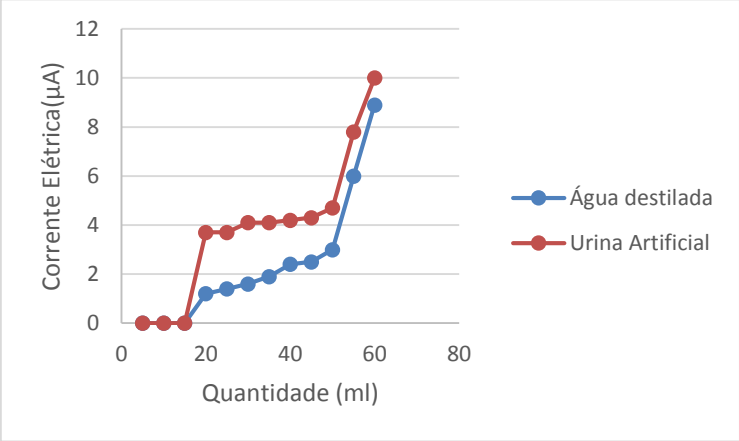

Figura 36 - 3º Teste - 5ml de 30 em 30 min

A partir destes resultados é possível verificar que a resistência que tem de ser adicionada ao circuito para limitar a corrente, tem de ser maior devido às propriedades elétricas da urina.

5.3.2 Estudo teórico preliminar

Sabendo que para correntes que penetram o corpo humano e voltam a sair para o mesmo dispositivo o limite é de 10μA e que para correntes que penetram o corpo humano e saem pela terra o limite é de 50μA. Se nos orientarmos pelo limite inferior e alimentarmos o circuito por 3V, pela lei de Ohm (1) sabemos qual é a resistência mínima do circuito para que não passe mais de 10μA pelo sensor de humidade.

$$\boldsymbol{Tensão = Resistência * Corrente} \quad \mathbf{1}$$

A resistência mínima do circuito (2) é:

$$\boldsymbol{R = \frac{V}{I} \Leftrightarrow R = \frac{3}{10\mu A} \Leftrightarrow R = 300k\Omega} \quad \mathbf{2}$$

Em condições ideais, ao garantir que a resistência do sensor nunca será inferior a 300kΩ, garante-se também que a corrente que passa pelos elétrodos do sensor não excede os 10μA, permitidos pela norma IEC 60601-1. Contudo, a resistência do sensor, quando é sujeito a humidade nunca será igual a zero, portanto é p ossível estudar uma resistência, para que a soma desta com a resistência mínima (3), que o sensor atinge, seja aproximadamente 300KΩ.

$$Rtotal = Rlimite + Rsensor \Leftrightarrow$$

$$Rtotal = 300K\Omega + Rsensor \quad \mathbf{3}$$

No entanto, este limite de 10μA está imposto para correntes que penetrem o corpo humano e então, sabendo que a pele humana tem uma resistência elevada e que o sensor à medida que é molhado diminui a sua resistência, maior parte da corrente elétrica circula pelo substrato têxtil e a outra parte, substancialmente menor devido à resistência da pele, penetra na pele. Visto isto, é possível testar outros valores para a resistência.

Estudo da resistência limitadora de corrente

Nesta fase pretende-se encontrar uma resistência, para que ao ser somada com a resistência do sensor, limite a corrente que passa no sensor para 10μA, ou seja, para que a soma destas resistências seja de aproximadamente 300kΩ, tal como foi abordado no estudo preliminar. Foram feitos testes com as resistências de 10kΩ, 50kΩ e 100kΩ.

Metodologia de ensaios

Como as propriedades elétricas da urina variam de pessoa para pessoa, e além disso ainda existem outros fatores que influenciam, tais como a temperatura, não é possível fazer uma estimativa 100% correta de qual será o valor mínimo, que a resistência do sensor pode ter. Sendo assim, é necessário identificar um valor que se ajuste aos requisitos definidos.

Deste modo, o método consiste em utilizar os valores das resistências definidas para teste, adicionar 5ml de urina artificial a cada 30 min e efetuar medições com um amperímetro, à corrente que passa no sensor. Os testes são feitos à resistência identificada por R1, na Figura 37.

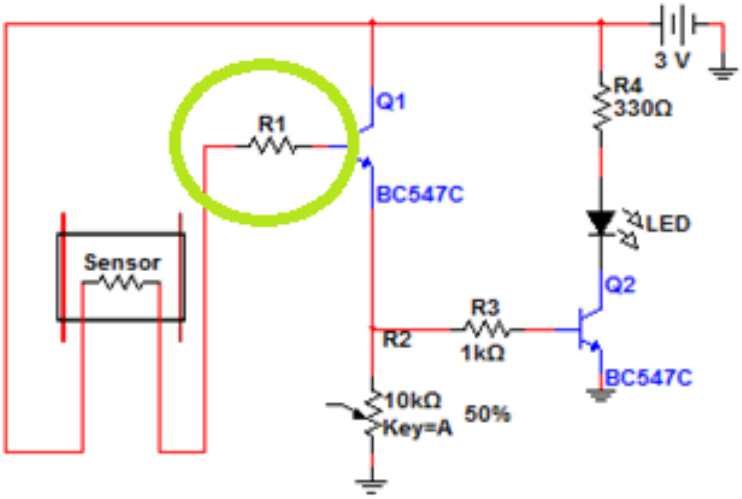

Figura 37 - Identificação da resistência (R1) sujeita a teste

Resultados dos ensaios

Os resultados obtidos, confirmam que realmente o valor da resistência influencia a quantidade de corrente elétrica que passa no substrato, visto que, quanto menor é a resistência, mais corrente passa. No entanto, pela análise dos resultados é possível identificar outras variáveis.

Teste efetuado com resistência de 10kΩ

Pelo gráfico referenciado na Figura 38, com os resultados do teste efetuado a dois protótipos com a resistência de 10kΩ, verifica-se que a corrente elétrica aumenta ligeiramente à medida que é adicionada a urina artificial, mantendo-se sempre abaixo dos 10μA, até que a partir dos 50ml a corrente aumenta exponencialmente, ultrapassando o limite imposto de 10μA e portanto esse não corresponde ao efeito desejado. Crê-se que este aumento é provocado pela excessiva quantidade de urina, que acaba por transbordar do substrato e molhar os fios muito próximos das molas, diminuindo drasticamente a resistência.

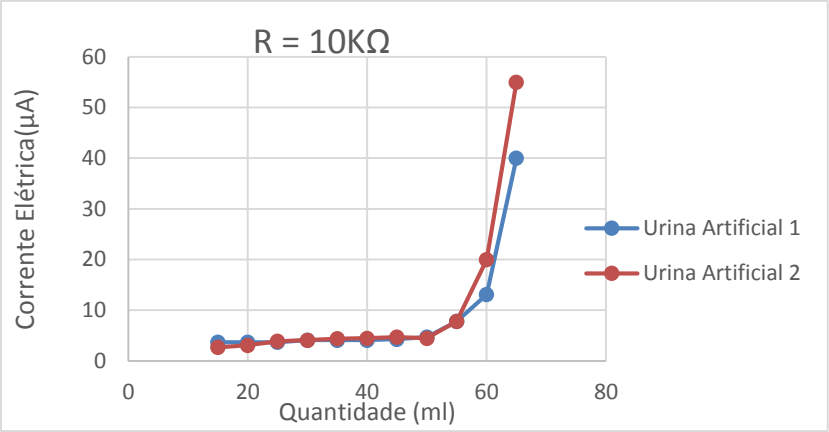

Figura 38 – Resultados dos ensaios com R = 10kΩ

A corrente máxima neste caso ultrapassa ligeiramente o limite estipulado pela *Patient Leakage Current*, pelo que não é aconselhável.

Teste efetuado com resistência de 50kΩ

A partir do gráfico referenciado na Figura 39, que consiste nos resultados do teste efetuado a dois protótipos, com a resistência de 50kΩ, verifica-se que a corrente elétrica aumenta ligeiramente, à medida que é adicionada a urina artificial, mantendo-se sempre abaixo dos 10µA. Para casos em que a urina transborda do substrato, a corrente aumenta exponencialmente mas neste caso mantém-se abaixo do limite estabelecido pela *Patient Leakage Current*.

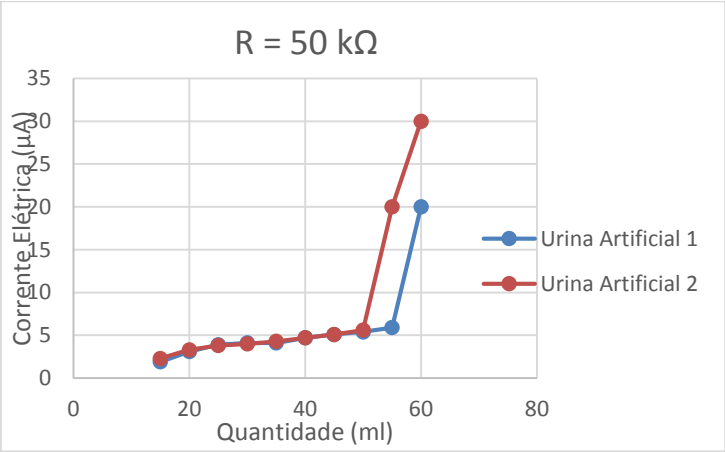

Figura 39 – Resultados dos ensaios com R = 50kΩ

Teste efetuado com resistência de 100kΩ

Pelo gráfico referenciado na Figura 40, com os resultados do teste efetuado a dois protótipos com a resistência de 100kΩ, verifica-se que a corrente elétrica aumenta muito pouco à

medida que é adicionada a urina artificial, mantendo-se sempre abaixo dos 4μA inclusive, e portanto bem longe do limite imposto.

No entanto, com valores tão baixos em termos de corrente, significa que a resistência total pouco oscilou e, sendo assim, não é possível otimizar o alarme para cerca de 70/80% da quantidade máxima que o substrato permite. Além deste problema, a corrente também aumenta exponencialmente em caso de transbordo do substrato.

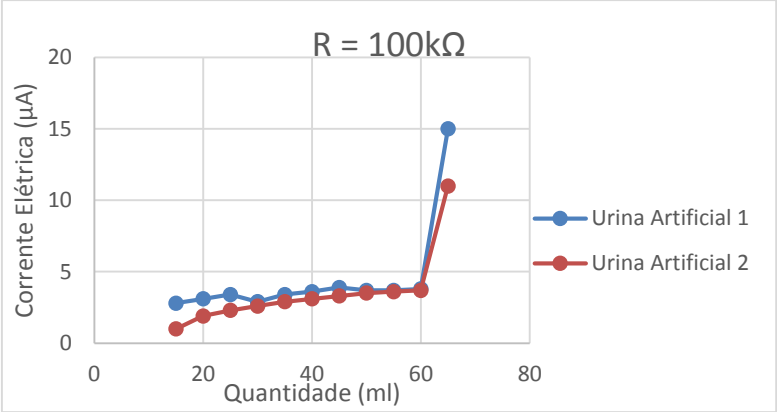

Figura 40 – Resultados dos ensaios com R = 100kΩ

5.3.3 Corrente máxima em caso de transbordo

O referido transbordo, consiste na eventualidade da urina transbordar do substrato responsável pelo armazenamento dos líquidos, acabando por molhar o tecido entre as molas de pressão acopladas ao substrato. Nos casos em que este acontecimento se verifica, a corrente elétrica tem menos obstrução em termos de resistência entre as duas molas, devido ao curto espaçamento entre elas e sendo assim, a corrente que passa é maior. Garantindo que a corrente máxima que passa nesses casos está dentro dos limites impostos pela norma, garante-se o cumprimento em todos os casos.

O teste que se segue pretende identificar o valor da resistência responsável por limitar a corrente total do circuito, ao ponto de cumprir as normas.

Metodologia de ensaio

O estudo consiste em molhar a estrutura entre as molas de pressão e medir a corrente máxima que passa, através de um amperímetro. Para se identificar qual a resistência, são

efetuadas medições com as resistências referidas anteriormente, nomeadamente de 10kΩ, 50kΩ, 100kΩ e 300kΩ. Para se obter uma base de dados mais completa, são feitos testes a três protótipos, a fim de tornar possível a observação das oscilações da corrente nos substratos.

Resultados dos ensaios

Pela análise da Tabela 3, verifica-se que a corrente tem uma resposta linear em relação à resistência que é inserida no circuito.

No entanto, para o cumprimento das normas, a resistência ideal seria a de 300kΩ, uma vez que limita a corrente em para 5 μA. A resistência de 100k também oferece respostas satisfatórias uma vez que limita a corrente até aos valores permitidos. O único entrave para a utilização destas resistências é a minimização capacidade de deteção, em termos quantitativos, do circuito, uma vez que a resistência deixa de oscilar a partir de uma certa quantidade de líquido. Portanto, como o transbordo está previsto para casos pontuais, a resistência de 50K limita a corrente a 20μA que apesar de passar ligeiramente do limite imposto pelo *Patient Auxiliary Current* de 10μA, ainda se encontra abaixo do limite imposto pelo *Patient Leakage Current* de 50μA.

Tabela 3 – Resultados referentes à corrente máxima que pode passar no circuito

Resistência (kΩ)	Corrente (μA)		
	Amostra 1	Amostra 2	Amostra 3
0	115	130	54
10	51	60	39
50	20	23	17
100	13	13	10
300	5	5	4.7

5.3.4 Conclusões

Mediante a análise dos gráficos, conclui-se que a utilização da resistência de 10k não é aconselhável porque em caso de transbordo ultrapassa o limite de 50μA da *Patient Leakage Current*.

A utilização da resistência de 100k, reduz substancialmente a capacidade de deteção do sensor, na medida em que a resistência total tem um intervalo de oscilação muito reduzido.

Por último, a utilização da resistência de 50k já permite um intervalo maior de oscilação da resistência total mas também diminui a capacidade de deteção do sensor. Apesar de que em caso de transbordo, a corrente ultrapassa o limite dos 10μA, sabe-se que como a pele tem uma

resistência alta e o substrato encharcado tem uma resistência baixa, maior parte da corrente passa pelo substrato, não constituindo perigos para o corpo humano.

No geral, e por questões de segurança, a resistência de 50k é a que apresenta um maior equilíbrio e portanto é a que será utilizada.

6. Dispositivo eletrónico

Tal como foi referido anteriormente, na arquitetura do sistema está incluído o desenvolvimento de um dispositivo eletrónico, composto por uma unidade de processamento, para analisar e processar os dados provenientes do sensor. Definiu-se também, que o dispositivo deve comunicar com o *smartphone,* via Bluetooth e sendo assim, necessita de um módulo Bluetooth para que seja possível realizar a comunicação.

Este capítulo baseia-se na apresentação de todo o estudo efetuado em torno do desenvolvimento do dispositivo eletrónico, que engloba o dimensionamento do circuito, o teste à unidade de processamento e o desenvolvimento de uma PCB.

6.1 Circuito eletrónico

No capítulo V, foi implementado um circuito eletrónico, para ser utilizado como uma plataforma de testes ao sensor de líquidos. Referiu-se que esse circuito, seria a base do circuito final para o sensor na medida em que cumpre as limitações impostas pela norma, e portanto estaria dessa forma sujeito a alterações. As alterações ao circuito inicial consistem na forma como é transmitido o alarme, que em vez de ser um alarme luminoso local, consiste num sinal enviado via Bluetooth para um dispositivo móvel. Sendo assim, conclui-se que o dispositivo tem de incluir uma unidade de processamento para tratar a informação, um módulo Bluetooth para fazer a comunicação dos dados e a componente da deteção de líquidos.

No diagrama de blocos presente na Figura 41 demonstra de uma forma geral aquilo que se pretende.

Figura 41 - Diagrama de blocos do dispositivo eletrónico

Partindo deste princípio, implementou-se um circuito que inclui a ligação do sensor e de um módulo Bluetooth à unidade de processamento, bem como a alimentação necessária para cada um destes componentes. O circuito resultante está demonstrado na seguinte Figura 42.

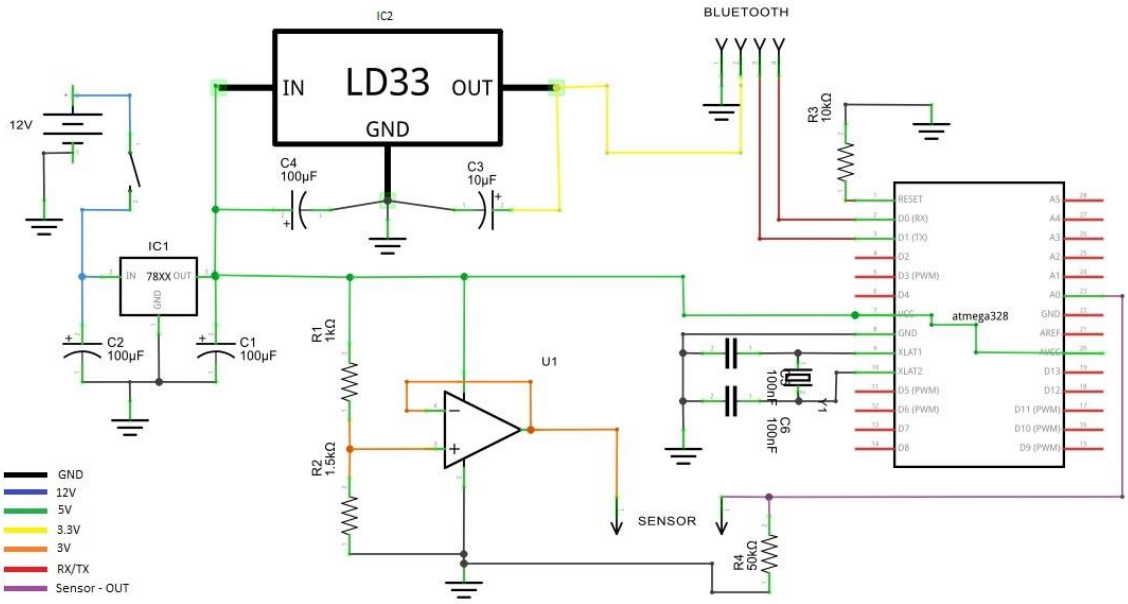

Figura 42 - Circuito eletrónico do dispositivo

6.1.1 Características e funções dos componentes do circuito

O circuito é composto por alguns componentes para que seja possível implementá-lo. Sendo assim, como se tratam de componentes distintos, também têm características de funcionamento distintas. Neste item pretende-se identificar as características mais relevantes dos componentes principais, uma vez que influenciam o dimensionamento do circuito.

Unidade de processamento

O módulo referente à unidade de processamento é implementado com recurso a um microcontrolador. A função deste é a de interpretar os dados recebidos pelo sensor, executar as configurações provenientes do *smartphone* e enviar sinais quando os níveis de humidade transpõe os limites configurados. O microcontrolador utilizado é o ATMega 328, da Atmel. Na Tabela 4 pode-se verificar as principais características de funcionamento do microcontrolador e que são importantes para o desenvolvimento.

Tabela 4 - Características principais do microcontrolador

ATMega328	
Encapsulamento	DIP-28
Tensão de operação	1.8 – 5.5V
ADC	10 Bits
Input/Output	23 Entradas e saídas programáveis
Comunicação	Serial USART

Módulo Bluetooth

O sistema de comunicação sem fios utilizado neste circuito é implementado através de um módulo Bluetooth. Este tem duas funções relacionadas com a troca de informação. A primeira prende-se com o facto de receber informação proveniente da unidade de processamento, através de uma comunicação série e encaminhar essa informação via Bluetooth, para o *smartphone* que estiver emparelhado. A segunda corresponde ao processo inverso, onde o Bluetooth recebe informação proveniente do *smartphone* e seguidamente estabelece uma comunicação série com a unidade de processamento, para entregar a informação.

O módulo utilizado é o *HC-06 Serial Bluetooth Brick.* As principais características que se podem destacar são: o facto de ser compatível com o *Arduino* (o ATMega328 é um dos modelos utilizados no *Arduino*, e portanto é facilmente programável a partir do seu ambiente integrado de desenvolvimento de software), a tensão típica de alimentação que deve ser utilizada é a de 3.3V, e é um sistema de baixo consumo energético, idealizado para aplicações em pequenos dispositivos. Na seguinte Figura 43 é possível observar o módulo em questão.

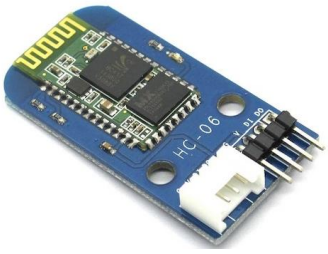

Figura 43 - Módulo Bluetooth HC-06

Sensor de líquidos

Embora o dispositivo não possua o sensor de líquidos integrado, tem uma interface de ligação ao sensor para introduzir corrente elétrica e para obter os resultados provenientes do

sensor. O sensor de líquidos já foi testado anteriormente, e chegou-se à conclusão que seria alimentado por 3V, e teria na sua saída uma resistência de 50k para limitar a corrente. Sendo assim, os requisitos mínimos para a utilização do sensor, é a sua alimentação de 3V e a limitação da corrente elétrica.

6.1.2 Funcionamento do circuito

Como o dispositivo é composto por componentes, cujas tensões típicas de funcionamento são diferentes, é necessário criar um sistema que discrimine essas tensões. Para isso, são utilizados os reguladores e os divisores de tensão.

Assim, o circuito representado na Figura 42 começa por ser alimentado com uma bateria de 12V. Seguidamente, o circuito é composto por um interruptor para que o utilizador possa desligar o dispositivo quando o seu funcionamento não é necessário. Como a tensão que normalmente se aplica ao microcontrolador é de 5V, o circuito é seguido por um regulador de tensão (IC1) de 5V, ou seja, um componente que recebe os 12V e produz uma saída de 5V.

O módulo Bluetooth funciona tipicamente com 3.3V, então o circuito é seguido por outro regulador de tensão (IC2), que recebe os 5V na entrada, e produz uma saída de 3.3V, que é ligada à alimentação do Bluetooth. Por sua vez, o sensor de líquidos foi dimensionado para receber uma tensão de 3V, e para isso foi implementado um divisor de tensão, através das resistências R1 e R2, que tem uma tensão de entrada de 5V e produz uma saída de 3V, devido aos valores das resistências de 1k e 1.5k respetivamente. Estas tensões podem ser instáveis, e então é necessário estabilizar o sinal de 3V para que os dados fornecidos pelo sensor sejam mais fiáveis.

A melhor solução passaria pela implementação de um seguidor de tensão na saída do divisor. Este consiste na utilização de um amplificador operacional (U1), que copia a tensão na entrada e coloca na saída, tornando a tensão mais estável. Seguidamente, a tensão de 3V, é aplicada na entrada do sensor. Na saída do sensor, é introduzida uma resistência de 50k, para limitar a corrente que passa no sensor e dessa forma cumprir a norma, tal como foi referido no desenvolvimento do sensor de líquidos. Além disso, a saída do sensor é ligada a uma entrada analógica (AN0), do microcontrolador, para que este possa receber os dados do sensor. Neste caso, o microcontrolador recebe um valor analógico, ou seja, um valor referente à tensão que está à saída do sensor.

A grandeza que será interpretada pelo sensor, é a resistência elétrica, que tem tendência a diminuir consoante a quantidade de líquidos aumenta. Por fim, tendo o microcontrolador a

responsabilidade de processar os dados, é também responsável por enviar dados para o módulo Bluetooth, que por sua vez os encaminha para o *smartphone*, e de receber os dados provenientes do *smartphone*.

6.1.3 Teste ao sensor através do circuito desenvolvido

Uma vez que o circuito está projetado, é necessário comprovar o seu funcionamento, a partir da análise da aquisição de dados do sensor. Assim, esta fase consiste na implementação do circuito, e fazer uma aquisição de dados do sensor, para analisar como este se comporta. É necessário frisar, que para a realização deste teste, não é necessário o módulo Bluetooth, uma vez que o objetivo é testar o sensor e o circuito de aquisição. Com a análise dos resultados deste ensaio, pretende-se identificar padrões que relacionem a quantidade de líquido e os valores lidos pelo microcontrolador.

Metodologia de ensaio

Tal como foi referido, a ADC do microcontrolador é de 10 bits, o que quer dizer que tem uma janela de leitura que vai desde 0 a 1023. Este intervalo representa a variação de tensão que o microcontrolador consegue obter. Uma vez que o microcontrolador é alimentado por 5V, quer dizer que ADC regista valores que variam entre 0 e os 5V, ou seja, traduzindo essa tensão, para uma escala entre 0 e 1023. Sendo assim, a ADC é responsável por traduzir a tensão lida no sensor para a referida escala. Contudo, o sensor é alimentado por 3V, o que quer dizer que a ADC, tem um novo ponto máximo, que será referente aos 3V.

Seguidamente, o estudo passou pela aquisição de dados de sensores inseridos em estruturas fibrosas.

Foram estudados três protótipos referentes à estrutura fibrosa projetada para as mulheres, uma vez que nos estudos anteriores foi identificada como sendo mais estável. Seguiu-se o método que foi utilizado nos ensaios dos sensores de líquidos, onde são libertados 5ml de líquido de 30 em 30 min no substrato fibroso. Para além de que, os testes foram repetidos três vezes a cada sensor.

Resultados dos ensaios

O seguinte gráfico apresentado na Figura 44 espelha os dados recolhidos pelo microcontrolador, tendo em conta que são valores médios, ao fim de três testes a cada sensor. A partir da análise do gráfico, verifica-se que o microcontrolador consegue identificar relativamente as quantidades de líquido até cerca dos 45 ml, uma vez que a partir daí não há oscilações da resistência no sensor e portanto não deteta mais quantidades de líquidos.

Outro dado relevante, foi o facto de que em quantidades até 20ml, os dados lidos pelo microcontrolador, são menores que 200. Verifica-se que para quantidades entre os 20 e os 35ml, os valores obtidos pelo sensor encontram-se dentro do intervalo entre os 200 e os 250, e para quantidades superiores a 35ml, os valores são superiores a 250.

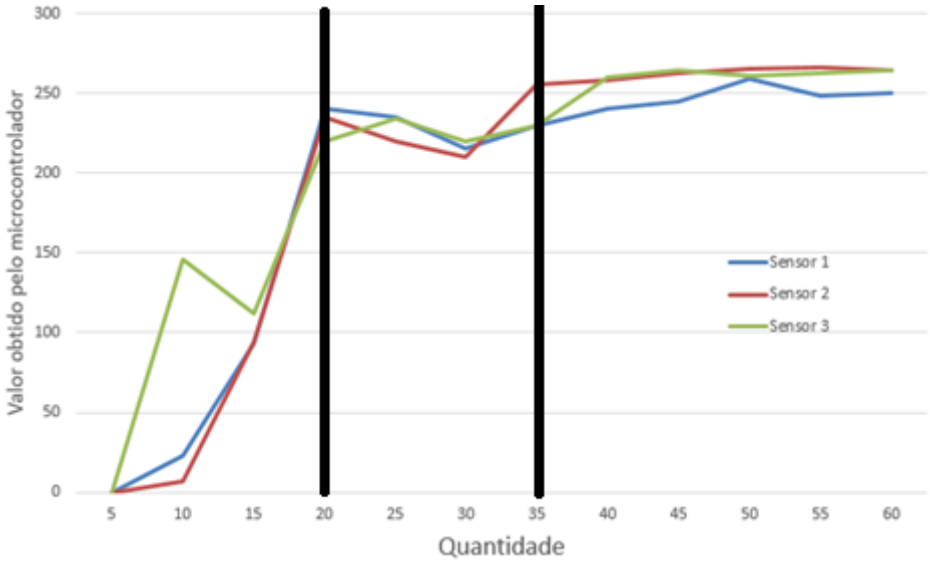

Figura 44 - Resultados da leitura do microcontrolador

Conclusão

Perante os resultados e a sua análise, verificou-se, que existe uma concordância entre a quantidade de líquido e os valores recolhidos pelo microcontrolador, na medida em que se identifica um padrão. Portanto, esses valores recolhidos pelo microcontrolador, serão os utilizados para definir os níveis de alarme para o sistema. Conclui-se então que o alarme terá três níveis, sendo que nível mais baixo refere-se a quantidades inferiores a 20ml, o nível médio refere-se a quantidades entre os 20 e 35 ml, e o nível alto refere-se a quantidades superiores a 35 ml. Não é possível maximizar estas quantidades, porque o a resistência elétrica varia muito pouco com quantidades acima de 40ml.

6.1.4 Funções do dispositivo eletrónico

O dispositivo tem duas funções distintas, que são a auto configuração de níveis de alarme, baseada na informação proveniente do *smartphone*, e a emissão de informação referente a eventos de incontinência, para o *smartphone*.

Para uma melhor explicação das funcionalidades, pode-se dividir a questão em duas partes, a configuração dos níveis de alarme e a emissão de informação acerca de eventos de incontinência. Toda a informação que é trocada com o *smartphone*, baseia-se em caracteres, que são interpretados de forma a produzir ou ativar alguma ação. Por outro lado, a unidade de processamento envia os dados para o módulo Bluetooth através de uma comunicação série (bit a bit sequencialmente). Por sua vez, o Bluetooth encaminha os dados para o *smartphone*. O processo é idêntico quando a comunicação ocorre no sentido inverso.

Quanto à parte de receção de dados, o dispositivo recebe a informação para configurar o sistema de processamento com três possíveis níveis de alarme, que são o "baixo", "médio" e "alto", tal como já foram referenciados. Ou seja, a partir de três níveis, o utilizador tem a liberdade para configurar o nível de alarme, com o qual se sente mais confortável.

No programa, os três níveis são identificados por três caracteres, ("1", "2" e "3", referentes ao nível "baixo", "médio" e "alto", respetivamente). Sendo assim, quando o dispositivo recebe um dos três caracteres, procede com a auto configuração da unidade de processamento, para o nível de alarme desejado. Quando recebe o "1", configura a ativação de alarme para quando forem detetadas quantidades de líquidos até 20 ml. Quando recebe o "2", configura a ativação de alarme para quantidades entre os 20 e 35ml. Por último quando recebe o "3", configura a ativação de alarme para quantidades superiores a 35ml. Para que o utilizador tenha conhecimento de que configurou o nível de alarme corretamente, o dispositivo envia um de três caracteres para o *smartphone*, ("a", "b" e "c", referentes aos níveis "baixo", "médio", e "alto", respetivamente), indicadores de que o nível de alarme foi bem configurado. O fluxograma demostrado na Figura 45, apresenta de uma forma mais técnica os processos desta funcionalidade.

Para precaver o envio da informação quando ocorre um pico de corrente, ou seja, sem que esta esteja estabilizada pode-se programar o microcontrolador para realizar leituras periódicas mais estendidas, para fazer uma média, no sentido de verificar se a corrente mantém ou se estabiliza com o tempo.

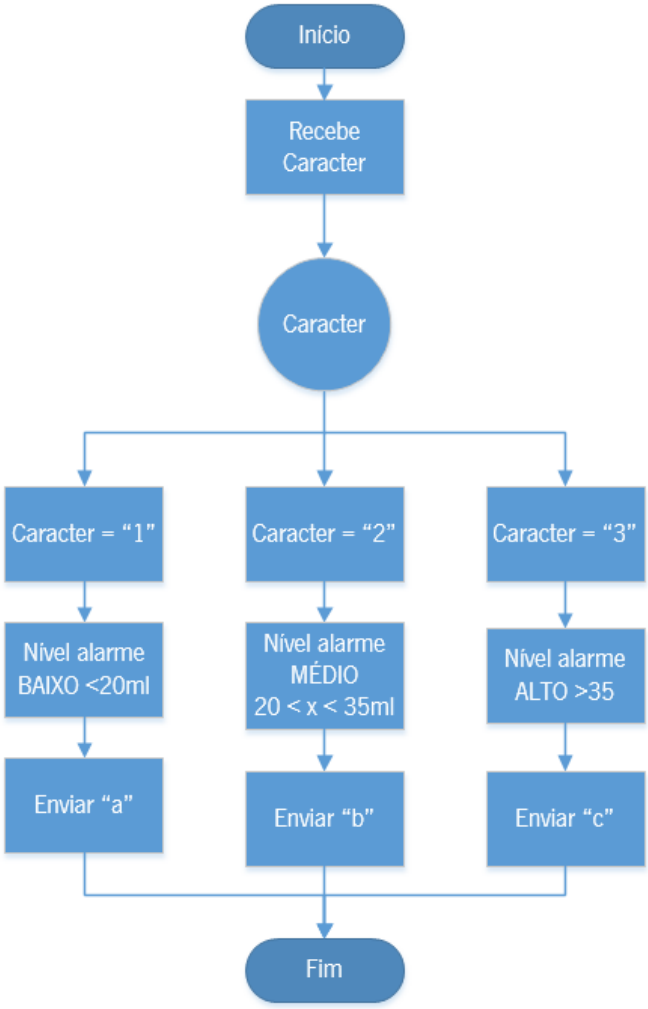

Figura 45 - Fluxograma referente à função de receção de dados do dispositivo eletrónico

Relativamente à segunda funcionalidade, depois de configurado o nível de alarme, o dispositivo fica programado para a analisar os dados provenientes do sensor e gerar ordens em função disso. O fluxograma presente na Figura 46 demonstra os passos implementados nesta fase.

Quando os dados recebidos pelo sensor se encontram dentro dos parâmetros definidos pelo nível de alarme, significa que ocorreram perdas de urina com quantidade suficiente para gerar o alarme pré definido.

Através da análise do gráfico da Figura 44, ficou definido que quando o valor lido pelo sensor é maior que 10 e menor que 200, significa que estamos na presença do nível de alarme "BAIXO". Da mesma forma, quando o valor lido pelo sensor é maior que 200 e menor que 240, significa que estamos na presença do nível de alarme "MÉDIO".

E, por último, quando o valor lido pelo sensor é maior que 240, estamos perante o nível de alarme "ALTO". Sendo assim, dispositivo gera informação acerca da ocorrência de um evento de incontinência através do envio de um de três caracteres para o *smartphone*, ("x", "y" e "z",

referentes aos níveis “baixo”, “médio”, e “alto”, respetivamente), para que este proceda com a geração de alarme.

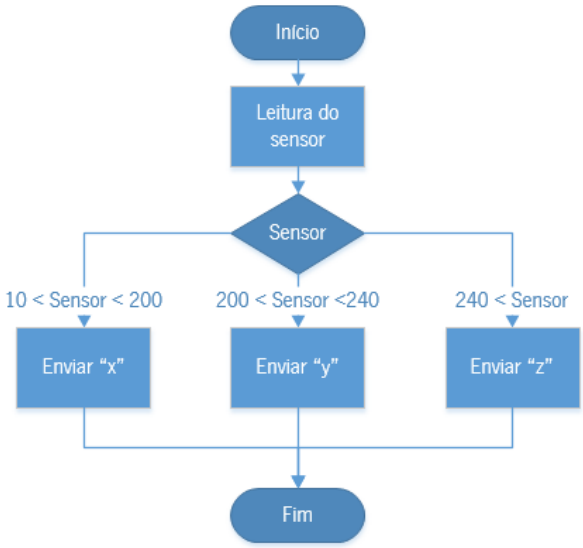

Figura 46 - Fluxograma referente à função de emissão de dados do dispositivo eletrónico

6.2 Placa de circuito impresso (PCB)

Após o estudo realizado acerca das formas de integração do sensor de humidade e o dispositivo eletrónico, concluiu-se que a criação de uma interface baseada em molas de pressão, seria a melhor solução. Assim, necessário criar a condições favoráveis para fazer uso da interface desenvolvida. Essas condições, não são de todo satisfeitas com uma simulação de um circuito, portanto, era necessário desenvolver uma PCB, para solucionar o problema.

Uma PCB, tal como o nome indica, consiste num circuito impresso numa placa, onde não há componentes soltos e, além disso permite uma miniaturização considerável do circuito elétrico. Tal miniaturização é possível, porque normalmente os fabricantes de componentes eletrónicos desenvolvem componentes idênticos, com vários tipos de encapsulamento, ou seja, com dimensões reduzidas. Sendo assim, uma PCB permite o desenvolvimento de circuitos elétricos com dimensões reduzidas, organizados e com uma aparência mais profissional.

6.2.1 Desenvolvimento da PCB

Para o desenvolvimento da PCB, utilizou-se o software apropriado EAGLE. Começou-se por transpor o circuito eletrónico para o EAGLE, dando origem a um esquemático do circuito, tal como se pode verificar na seguinte Figura 47. É nesse esquemático que se procede com a

especificação dos componentes, e como tal, é onde se define o encapsulamento de cada componente, mediante as opções que existem nas librarias do programa. É importante salientar que, o sensor de líquidos é ligado ao sensor através de duas molas de pressão, tal como foi referido no estudo da integração do sensor. Sendo assim, era necessário criar dois furos, para posteriormente ligar o dispositivo às molas de pressão.

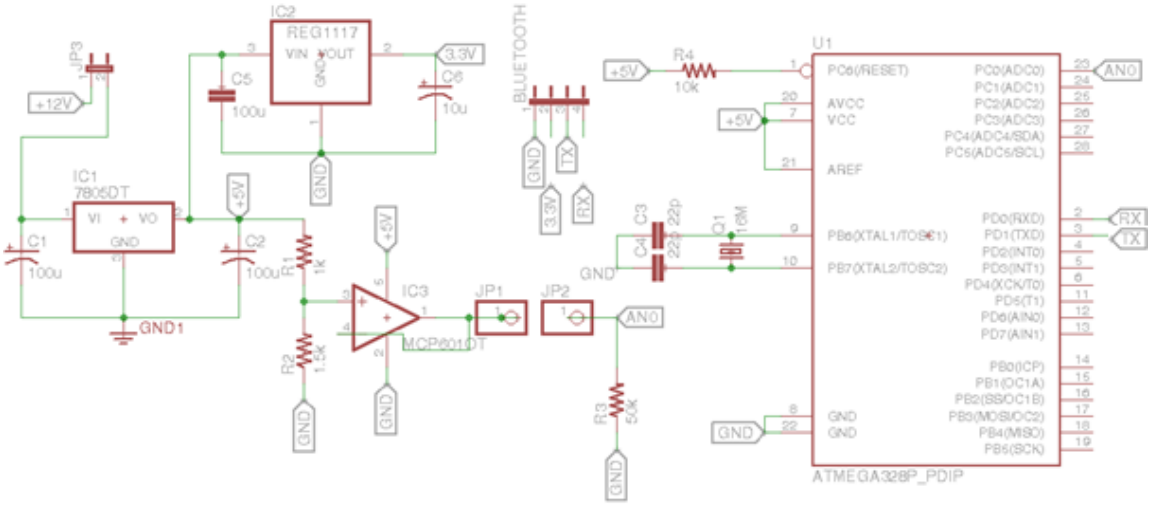

Figura 47 - Esquemático do circuito desenvolvido no EAGLE

No esquemático, os dois furos são denominados por JP1 e JP2. Após concluir o desenvolvimento do esquemático, passou-se ao dimensionamento da PCB, também através do EAGLE. Esta fase consiste na alocação dos componentes na placa, e no desenho das pistas que interligam os componentes, onde se procura reduzir ao máximo as dimensões da mesma. O desenho da PCB resultante, está apresentado na seguinte Figura 48.

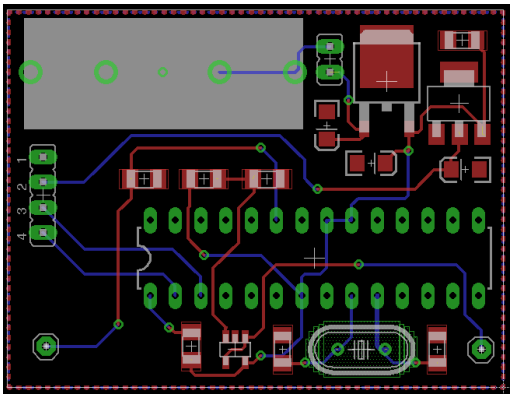

Figura 48 - Representação em duas dimensões da PCB

A partir dos desenvolvimentos acima referidos, a PCB resultante para o dispositivo eletrónico é a presente na seguinte Figura 49.

Figura 49 - PCB referente ao dispositivo eletrónico

6.3 Suporte para PCB

Como foi referido anteriormente, o suporte para o dispositivo eletrónico é feito através de uma caixa. A caixa foi desenhada com as medidas mínimas para que seja possível introduzir o dispositivo.

O modelo desenvolvido para suporte do dispositivo contempla dois orifícios na base da caixa que são destinados à introdução de molas de pressão para ser possível aplicar à roupa interior. As molas de pressão são uma parte integrante do dispositivo, sendo que a corrente elétrica é introduzida no sensor através de uma mola e é recolhida por a outra. O orifício presente na parte superior da caixa, está destinado para a introdução de um interruptor, com a funcionalidade de ligar ou desligar o dispositivo.

7. Aplicação móvel

Um dos pressupostos deste trabalho, era o desenvolvimento de uma aplicação para *smartphone*. A interligação do dispositivo eletrónico emissor de sinal com o *smartphone*, advém das vantagens que estes dispositivos altamente otimizados, nos oferecem. Isto, porque atualmente, os *smartphones* são praticamente um objeto indispensável na sociedade onde vivemos. um vasto número de indivíduos, independentemente da idade e do sexo, está cada vez mais ambientada com dispositivos deste género. Nos últimos anos, tem-se assistido a uma massificação dos *smartphones*. As vantagens centram-se basicamente na inclusão daquilo que é chamado por "tudo em um", ou seja, disponibilizam serviços praticamente indispensáveis para o dia-a-dia, tais como o acesso à internet, as comunicações, as transferências de dados, entre outras variadíssimas aplicações. Assim, o desenvolvimento de uma aplicação móvel com o principal objetivo de gerar o alarme, consiste basicamente na adição de mais uma funcionalidade ao *smartphone* e consequentemente evitar o desenvolvimento de outro dispositivo dedicado à geração de alarme.

Neste capítulo, pretendeu-se tirar partido das mais-valias, oferecidas pelo protocolo Bluetooth, presente na grande maioria dos *smartphones*, e desenvolver uma aplicação capaz de comunicar com o dispositivo emissor de sinal, capaz de executar determinadas funções de configuração e de registar de eventos. Por outro lado, optou-se por uma estruturação da aplicação, num formato bastante simples e intuitivo, de maneira a que as pessoas com mais dificuldades de interação com os meios tecnológicos, percebam mais facilmente o seu funcionamento.

O programa utilizado para desenvolver a aplicação, é o Eclipse, que é um ambiente integrado para desenvolvimento. Este advém do termo em inglês, *Integrated Development Environment,* (IDE), e consiste num programa que reúne ferramentas de apoio para o desenvolvimento de software em Java. Porém, a partir de *plugins*, suporta várias linguagens de programação e também a plataforma *Android*. Este programa segue o modelo *open source*, para além de que é ferramenta mais recomendada para desenvolvimento de software para *Android*.

7.1 Descrição de funcionalidades

A aplicação tem como base o estabelecimento de comunicação com o dispositivo eletrónico, através do Bluetooth. É importante frisar que a comunicação é feita através da camada de ligação de dados, do modelo OSI, uma vez que o endereço usado é o MAC. O endereço MAC, consiste numa identificação única que é normalmente atribuído pelo fabricante, a interfaces de rede. Sendo assim, o endereço de destino foi configurado estaticamente na aplicação. A partir daqui, a sincronização dos dispositivos é estabelecida através do emparelhamento do módulo Bluetooth do dispositivo eletrónico, com o *smartphone*.

Uma vez que anteriormente foi estudada a relação entre a quantidade de urina e a resposta do sensor, verificou-se que talvez fosse possível estudar a implementação de níveis de alarme configurados pelo utilizador. No estudo efetuado acerca do desenvolvimento do dispositivo eletrónico, já foi explicada parte desta funcionalidade, e inclusive foram realizados os ensaios no sentido de identificar os valores relativos, que constituem a resposta do sensor e a quantidade de urina associada. Sendo assim, a partir desses valores foram estabelecidos três níveis de quantidade de urina, o nível baixo (menor que 20ml), o nível médio (entre os 20ml e 35ml), e o nível alto (maior que 35ml).

Assim, quando o utilizador inicia a aplicação tem ao seu dispor três opções, referentes à configuração do sensor, ao envio de informação para o dispositivo eletrónico e ao histórico de eventos, tal como pode verificar na seguinte Figura 50. As opções estão dispostas por ordem de importância, sendo que em primeiro lugar, o utilizador deve configurar o sensor, seguidamente deve enviar a configuração e por último, aceder ao seu histórico.

Figura 50 - Ecrã inicial da aplicação

O utilizador deve começar pela configuração do nível de alarme que pretende que seja implementado, na unidade de processamento do dispositivo eletrónico. Sendo assim, deve selecionar a opção "CONFIGURAÇÃO DO SENSOR", que lhe dá acesso a uma segunda página da aplicação, com as opções disponíveis, tal como se pode observar na seguinte Figura 51.

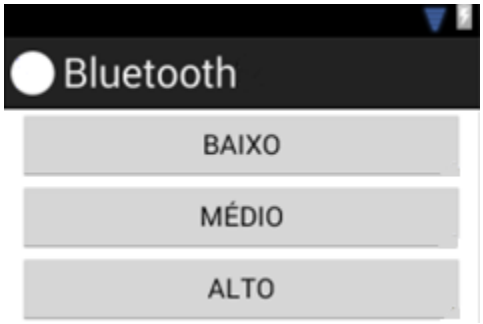

Figura 51 - Página de configuração do nível de alarme

O estabelecimento de níveis, deve-se exclusivamente ao conforto que a pessoa sente, ou seja, se se sente bem com elevadas quantidades de urina, configura o dispositivo para gerar alarme a partir de uma quantidade de líquidos mais elevada. Quando o utilizador seleciona o nível que pretende, é armazenado um de três caracteres na memória da aplicação, ("1", "2", e "3", referentes aos níveis "BAIXO", "MÉDIO" e "ALTO", respetivamente), e a aplicação volta automaticamente à sua página inicial (Figura 50). Seguidamente, se o utilizador se equivocou na escolha do alarme, volta a entrar na página de configurações. Se não, seleciona a opção "ENVIAR CONFIGURAÇÃO", para que o nível selecionado (caracter armazenado na memória), seja enviado para o dispositivo eletrónico via Bluetooth. Como foi dito no desenvolvimento do dispositivo eletrónico, mediante o caracter recebido, procede-se com a configuração da unidade de processamento. O fluxograma presente na seguinte Figura 52, demonstra os processos referentes à função de configuração de alarme.

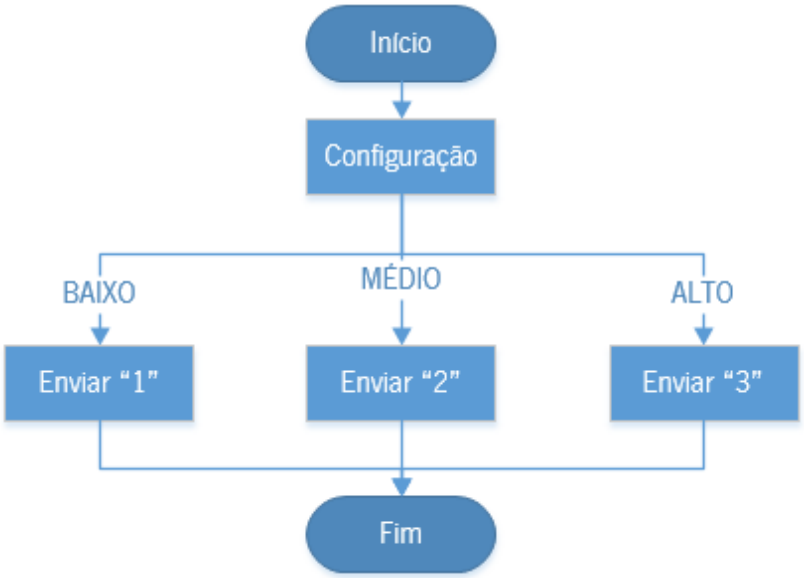

Figura 52 - Fluxograma referente à função de configuração de alarme

Outra funcionalidade que a aplicação disponibiliza, consiste numa espécie validação da configuração. Quando o dispositivo eletrónico recebe um caracter, referente a uma configuração por parte do utilizador, seguidamente responde com a informação de que a configuração foi efetuada com sucesso. Tal como foi referido anteriormente, essa informação corresponde a um de três caracteres, ("a", "b" e "c", referente ao nível de alarme "BAIXO", "MÉDIO" e "ALTO", respetivamente), indicando que o nível de alarme foi configurado corretamente. Por sua vez, o *smartphone*, quando recebe um dos três caracteres, gera uma notificação, através do serviço de notificações do *android*, informando o utilizador acerca do nível de alarme que foi configurado, com o seguinte texto: "Tem uma mensagem proveniente do dispositivo eletrónico".

Seguidamente, se o utilizador selecionar a notificação, aparece uma nova página com a mensagem gerada pelo serviço de notificações, com o seguinte texto: "ALARME CONFIGURADO COM SUCESSO PARA O NÍVEL (BAIXO. MÉDIO ou ALTO) ".

A funcionalidade mais importante é a geração do alarme e neste capítulo, isso acontece quando o dispositivo eletrónico envia a informação acerca do alarme. Tal como foi referido, essa informação consiste no envio de um de três caracteres, ("x", "y" e "z", referentes aos níveis de alarme "BAIXO", "MÉDIO" e "ALTO", respetivamente).

Por sua vez, quando o *smartphone* recebe um desses caracteres, inicia novamente o serviço de notificações e também o serviço de vibração, para que o utilizador detete mais

facilmente que o alarme foi ativado. A notificação gerada, contém a informação: "O NÍVEL DE ALARME (BAIXO, MÉDIO ou ALTO) FOI ATIVADO".

O alarme foi desenvolvido desta forma, no sentido de preservar a privacidade dos utilizadores, recorrendo apenas a notificações e vibrações. O fluxograma demonstrado na Figura 53, representa as funcionalidades descritas que estão associadas ao serviço de notificações.

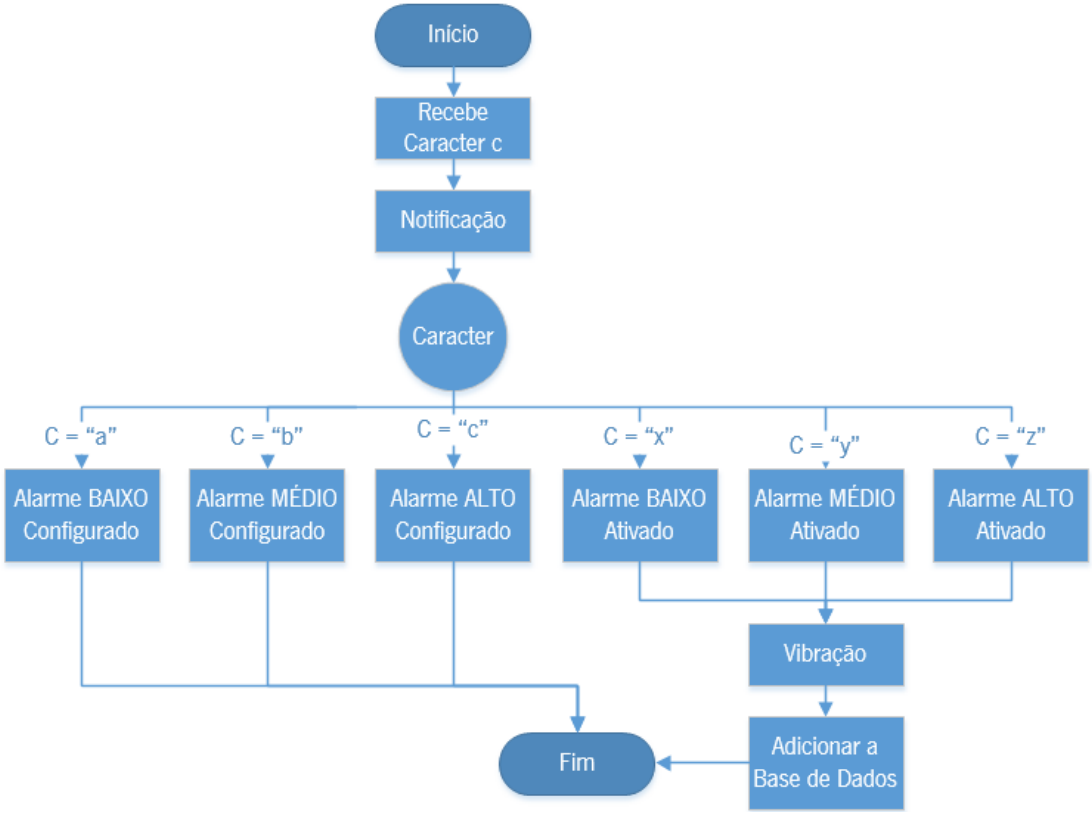

Figura 53 - Fluxograma referente ao serviço de notificações

Outra funcionalidade relevante, foi implementada no sentido de fornecer algum tipo de diagnóstico no ponto de vista medicinal.

A aplicação regista o número de eventos de incontinência, numa base de dados local. A informação que é possível registar, resume-se ao nível de alarme que foi ativado, e também a data e hora da ocorrência. Sendo assim, foi desenvolvida uma base de dados local a partir da biblioteca *SQLite*, onde esta é composta por uma tabela com duas colunas. Visto isso, novamente quando o *smartphone* recebe a informação a indicar que o alarme foi ativado, são registados automaticamente e sequencialmente o tipo de alarme que foi ativado, ("BAIXO", "MÉDIO", e "ALTO), e também a data e hora em que foi registado.

Esta funcionalidade, permite visualizar o histórico de ocorrências até à data. Deste modo, existe na página inicial uma opção designada por "HISTÓRICO DE EVENTOS", que quando é selecionada, disponibiliza uma lista de todas as ocorrências que foram registadas na base de dados. O histórico de eventos é disponibilizado com o formato apresentado na Tabela 5

Tabela 5 - Formato de dados na base de dados

Nível de alarme	Data e hora
BAIXO	2015-15-01 22:51:55
MÉDIO	2015-20-01 08:33:12
ALTO	2015-20-01 12:10:01

8. Conclusões e trabalhos futuros

Neste capítulo, é apresentado um resumo com os resultados obtidos durante a realização do trabalho, assim como, uma breve esquematização acerca dos trabalhos futuros que possam vir a ser implementados.

8.1 Trabalho desenvolvido

Quanto ao estudo referente ao sensor de líquido, concluiu-se que o melhor dimensionamento é através da disposição de dois fios condutores nas extremidades, devido à forma como a humidade alastra.

A partir dos ensaios efetuados ao sensor acerca da relação entre a resistência elétrica nos terminais do sensor e a quantidade de líquidos, verifica-se que a estrutura fibrosa referente à mulher, apresenta resultados mais estáveis e aproximados ao que seriam os resultados ideais. E a estrutura para os homens apresenta uma certa instabilidade, com altos baixos, mas com o tempo e quantidade de líquidos tende a normalizar. Quanto à constituição do sensor, optou-se por um sensor feito com fio condutor INOX/PES. No que toca à localização do sensor, por questões de estética e processamento do mesmo, entende-se que deve ser colocado na estrutura de malha 3D.

No que diz respeito à interligação do sensor através de molas de pressão, com o dispositivo eletrónico, com o decorrer dos ensaios, verificou-se que era necessário assegurar alguma proteção ao fio condutor, a fim de evitar quebras devido às molas de pressão. Visto isso, a partir dos ensaios efetuados, concluiu-se que a melhor solução, seria a introdução de anilhas de silicone entre a mola e o substrato têxtil.

De acordo com os limites previstos na norma e a partir dos testes efetuados, verificou-se que a resistência elétrica responsável pela limitação da corrente elétrica no substrato fibroso e que melhor se adequa ao que se pretende, é a de 50K.

Através dos testes efetuados ao sensor, verifica-se que é possível discriminar quantidades de líquidos até cerca de 60 ml, uma vez que é até quando a resistência elétrica sofre variações.

Depois de concluída a fase de estudos relacionados com o sensor, passou-se ao desenvolvimento do dispositivo eletrónico, que é acoplado ao sensor. Foi implementado um circuito elétrico que suporta a análise da resistência elétrica entre os terminais do sensor, e também permita a comunicação com um *smartphone* através de Bluetooth. A partir dos testes efetuados ao sensor, verificou-se que era possível detetar quantidades de líquido inferiores a 20ml, entre os 20ml e 35ml, e superiores a 35ml, onde estes valores foram traduzidos para os níveis "BAIXO", "MÉDIO" e "ALTO", respetivamente. Sendo assim, perante o desenvolvimento concretizado, conclui-se que o dispositivo é responsável por ler os dados do sensor, referentes à quantidade de líquido presente no substrato, receber informação proveniente do *smartphone* e configurar a emissão de alarme, para o nível estipulado pelo utilizador. Por último, tem a função de emitir informação referente ao nível de alarme que foi atingido, para o *smartphone.* Para finalizar, foi desenvolvida uma aplicação móvel que dá suporte aos utilizadores, no que toca à configuração do dispositivo eletrónico e também para alertar quando existe alguma ocorrência de incontinência, que ultrapasse o limite imposto na configuração.

A aplicação foi desenvolvida com o intuito de ser facilmente utilizada por quem não está ambientado com as tecnologias. Na interface, estão disponíveis opções claras e simples para os diversos modos de utilização. Existem três níveis de alarme possíveis, ("BAIXO", "MÉDIO" e "ALTO"), que os utilizadores usam de acordo com as suas necessidades. O sistema de alarme avisa os utilizadores acerca do estado da configuração através de notificações. Também alerta os utilizadores se o limite imposto foi ultrapassado, através da geração de notificações e ativação do serviço de vibração. Por fim, regista os eventos de incontinência numa base de dados local, permitindo que seja possível realizar diagnósticos baseados numa sequência temporal de eventos de incontinência.

8.2 Trabalhos futuros

Devido à privacidade requerida para este tipo de informação falta implementar uma componente para segurança da informação, cujos fundamentos foram apresentados no Capítulo 2. É necessário por um lado cifrar os dados transferidos via Bluetooth entre o sensor e o *smartphone* e posteriormente entre este uma base de dados central. Os dados devem ser mantidos cifrados quer na base de dados local, (*smartphone*), como na base de dados central.

Pode ser usada cifragem simétrica, (AES), para os dados e criptografia assimétrica para distribuir a chave para os diversos protagonistas.

Outra componente relevante, tem a ver com a otimização do dispositivo eletrónico, nomeadamente a redução do tamanho do dispositivo eletrónico. Através de uma seleção mais criteriosa de componentes, é possível identificar alguns, com tamanhos inferiores, nomeadamente o módulo Bluetooth e o microcontrolador. Outro fator importante é a redução do consumo de energia utilizando uma técnica de programação que gaste menos recursos em termos de processamento.

O mecanismo de transferência dos dados armazenados na base de dados local e central e clientes de suporte para acesso à informação mantida na base de dados central são outros componentes em falta.

9. Referências

[1] D. Staskin, C. Kelleher, R. Bosch, K. Coyne, N. Cotterill, A. Emmanuel, M. Yoshida, and Z. Kopp, "Initial Assessment of Urinary and Faecal Incontinence in Adult Male and Female Patients," .

[2] A. Emmanuel, P. Goode, I. Mills, B. Shull, M. Yoshida, and R. Zubieta, "Initial Assessment of Incontinence," pp. 485–518.

[3] A. J. Flisser and J. G. Blaivas, "Evaluating incontinence in women," *Elsevier Sci.*, vol. 29, no. 3, pp. 515–526, Aug. 2002.

[4] K. S. Coyne, C. C. Sexton, D. E. Irwin, Z. S. Kopp, C. J. Kelleher, and I. Milsom, "The impact of overactive bladder, incontinence and other lower urinary tract symptoms on quality of life, work productivity, sexuality and emotional well-being in men and women: results from the EPIC study.," *BJU Int.*, vol. 101, no. 11, pp. 1388–95, Jun. 2008.

[5] K. S. Coyne, Z. Zhou, S. K. Bhattacharyya, C. L. Thompson, R. Dhawan, and E. Versi, "The prevalence of nocturia and its effect on health-related quality of life and sleep in a community sample in the USA," *BJU Int.*, vol. 92, pp. 948 – 54, 2003.

[6] Z. Simeonova, I. Milson, A.-M. Kullendorff, U. Molander, and C. Bengtsson, "The prevalence of urinary incontinence and its influence on the quality of life in women from an urban Swedish population," *Acta Obstet. Gynecol. Scand.*, no. 14, pp. 546–551, 1999.

[7] L. M. Ang, S. H. Ow, K. P. Seng, Z. H. Tee, B. W. Lee, M. K. Thong, P. J. H. Poi, and S. Kunanayagam, "Wireless intelligent incontinence management system using smart diapers," *5th Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Telecommun. Inf. Technol.*, pp. 69–72, May 2008.

[8] H. Nilsson, J. Sidén, and M. Gulliksson, "An Incontinence Alarm Solution utilizing RFID based Sensor Technology," *IEEE Int. Conf. RFID-Technologies Appl.*, pp. 359–363, 2011.

[9] T. Mascarenhas, "Disfunções do pavimento pélvico: Incontinência urinária e prolapso dos órgãos pélvicos," pp. 97 –139.

[10] I. Yalcin, D. L. Patrick, K. Summers, K. Kinchen, and R. C. Bump, "Minimal clinically important differences in Incontinence Quality-of-Life scores in stress urinary incontinence.," *J. Urol.*, vol. 67, no. 6, pp. 1304–8, Jun. 2005.

[11] T. H. Wagner, D. L. Patrick, T. G. Bavendam, M. L. Martin, and D. . Buesching, "Quality of life of persons with urinary incontinence: Development of a new measure," *Urology*, vol. 47, no. 1, pp. 67–71, Jan. 1996.

[12] D. M. Bushnell, M. L. Martin, K. H. Summers, J. Svihra, C. Lionis, and D. L. Patrick, "Quality of life of women with urinary incontinence: cross-cultural performance of 15 language versions of the I-QOL.," *Qual. life Res.*, vol. 14, no. 8, pp. 1901–13, Oct. 2005.

[13] H. Sandvik, S. Hunskaar, A. Vanvik, H. Bratt, A. Seim, and R. Hermstad, "DIAGNOSTIC CLASSIFICATION OF FEMALE INCONTINENCE : CORRECTED FOR VALIDITY URINARY," *J. Clin. Epidemiol.*, vol. 48, no. 3, pp. 339–343, 1995.

[14] F. Botelho, C. Silva, and F. Cruz, "Incontinência Urinária Feminina," *Acta Urológica*, vol. 24, pp. 79–82, 2007.

[15] R. G. Amaral, M. O. Ribeiro, and M. S. Berquó, "Fisioterapia no tratamento da incontinência urinária feminina," *FEMINA*, vol. 37, 2009.

[16] N. D. Lino, "Dieta para redução de peso e circunferência da cintura versus dieta com restrição de alimentos irritativos vesicais no tratamento da incontinência urinária," Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2011.

[17] S.-J. Oh, J. H. Ku, S. K. Hong, S. W. Kim, J.-S. Paick, and H. Son, "Factors influencing self-perceived disease severity in women with stress urinary incontinence combined with or without urge incontinence.," *Neurourol. Urodyn.*, vol. 24, no. 4, pp. 341–7, Jan. 2005.

[18] I. Margalith, G. Gillon, and D. Gordon, "Urinary Incontinence in Women Under 65: Quality of Life, Stress Related to Incontinence and Patterns of Seeking Health Care," *Qual. Life Res.*, vol. 13, no. 8, pp. 1381–1390, Oct. 2004.

[19] J. O. Brien, M. Austin, P. Sethi, and P. O. Boyle, "Urinary incontinence : prevalence , need for treatment , and effectiveness of intervention by nurse medicine," *Br. Med. J.*, vol. 303, no. November, pp. 1308–1312, 1991.

[20] T. Guarisi, A. M. P. Neto, M. J. Osis, A. O. Pedro, L. H. C. Paiva, and A. Faúndes, "Incontinência urinária entre mulheres climatéricas brasileiras: inquérito domiciliar," *Rev Saúde Pública*, vol. 35, no. 5, pp. 428–435, 2001.

[21] W. Auwad, P. Steggles, L. Bombieri, M. Waterfield, T. Wilkin, and R. Freeman, "Moderate weight loss in obese women with urinary incontinence: a prospective longitudinal study.," *Int. Urogynecol. J.*, vol. 19, no. 9, pp. 1251–9, Sep. 2008.

[22] L. L. Subak, R. Wing, D. Ph, D. S. West, F. Franklin, E. Vittinghoff, J. M. Creasman, H. E. Richter, D. Myers, K. L. Burgio, A. A. Gorin, J. Macer, B. Sc, J. W. Kusek, D. Grady, and P. Investigators, "Weight Loss to Treat Urinary Incontinence in Overweight and Obese Women," *N. Engl. J. Med.*, 2009.

[23] S. M. Murad-regadas, F. S. P. Regadas, L. V. Rodrigues, D. C. Furtado, A. C. Gondim, and Í. D. Dealcanfreitas, "Influence of age, mode of delivery and parity on the prevalence of posterior pelvic floor dysfunctions," *ARQGA*, vol. 48, no. 4, pp. 265–269, 2011.

[24] M. G. Lucas, R. J. L. Bosch, F. C. Burkhard, F. Cruz, T. B. Madden, A. K. Nambiar, A. Neisius, D. J. M. K. de Ridder, A. Tubaro, W. H. Turner, and R. S. Pickard, "EAU guidelines on assessment and nonsurgical management of urinary incontinence.," *Eur. Urol.*, vol. 62, no. 6, pp. 1130–42, Dec. 2012.

[25] C. Sakondhavat, C. Choosuwan, S. Kaewrudee, S. Soontrapa, and K. Louanka, "Prevalence and Risk Factors of Urinary Incontinence in Khon Kaen Menopausal Women," *J. Med. Assoc. Thail.*, vol. 90, no. 12, pp. 2553–2558, 2007.

[26] L. L. Subak, H. E. Richter, and S. Hunskaar, "Obesity and Urinary Incontinence: Epidemiology and Clinical Research Update," *J. Urol.*, vol. 182, pp. 3–5, 2010.

[27] J. M. Lawrence, E. S. Lukacz, C. W. Nager, I.-L. Amy Liu, and K. M. Luber, "Pelvic Floor Disorders, Diabetes, and Obesity in Women," *Am. Diabetes Assotiation*, vol. 30, no. 10, 2007.

[28] P. Tampakoudis, T. Tantanassis, G. Grimbizis, M. Papaletsos, and S. Mantalenakis, "Cigarette smoking and urinary incontinence in women—a new calculative method of estimating the exposure to smoke," *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 63, no. 1, pp. 27–30, Nov. 1995.

[29] B. D. Weiss, "Diagnostic Evaluation of Urinary Incontinence in Geriatric Patients," *Am. Fam. Physician*, 1998.

[30] H. H. Thyssen, L. Clevin, S. Olesen, and G. Lose, "Urinary Incontinence in Elite Female Athletes and Dancers," *Int. Urogynecol. J.*, pp. 15–17, 2002.

[31] V. a. Minassian, H. P. Drutz, and a. Al-Badr, "Urinary incontinence as a worldwide problem," *Int. J. Gynecol. Obstet.*, vol. 82, no. 3, pp. 327–338, Sep. 2003.

[32] T. Kinkeldei, C. Zysset, K. H. Cherenack, and G. Troster, "A textile integrated sensor system for monitoring humidity and temperature," *IEEE*, pp. 1156–1159, 2011.

[33] J. Weremczuk, G. Tarapata, and R. Jachowicz, "Humidity sensor printed on textile with use of ink-jet technology," *Procedia Eng.*, vol. 47, pp. 1366–1369, Jan. 2012.

[34] A. Shibue and C. Namba, "Humidity sensor and method for making," US6568265B2, 2003.

[35] I. Parkova, A. Vališevskis, U. Briedis, and A. Vi, "Design of textile moisture sensor for enuresis alarm system," *Mater. Sci. - Text. Cloth. Technol.*, pp. 1–4, 2012.

[36] J. Lee, Y. Su, and C. Shen, "A Comparative Study of Wireless Protocols : Bluetooth, UWB, ZigBee, and Wi-Fi," *IECON*, pp. 46–51, 2007.

[37] E. Ferro and F. Poyortì, "Bluetooth and Wi-Fi Wireless Protocols: A Survey and a Comparison," *IEEE Wirel. Comun.*, no. February, pp. 12–26, 2005.

[38] J. Haartsen, M. Naghshineh, J. Inouye, O. J. Joeressen, and W. Allen, "Bluetooth : Vision , Goals , and Architecture," *Mob. Comput. Commun. Rev.*, vol. 2, no. 4, pp. 38 – 45, 1998.

[39] J. Haartsen, "BLUETOOTH — The universal radio interface for ad hoc , wireless connectivity," *Ericsson Rev.*, no. 3, pp. 110–117, 1998.

[40] C. Bisdikian, "An Overview of the Bluetooth Wireless Technology," *IEEE Commun. Mag.*, vol. 22109, no. June, 2001.

[41] P. Baronti, P. Pillai, V. W. C. Chook, S. Chessa, A. Gotta, and Y. F. Hu, "Wireless sensor networks: A survey on the state of the art and the 802.15.4 and ZigBee standards," *Comput. Commun.*, vol. 30, no. 7, pp. 1655–1695, May 2007.

[42] K. Acharya, "Analysis of Cryptographic Algorithms for Network Security," *IJCAT*, vol. 3, no. 2, pp. 130–135, 2014.

[43] J. Thakur and N. Kumar, "DES , AES and Blowfish : Symmetric Key Cryptography Algorithms Simulation Based Performance Analysis," *IJETAE*, vol. 1, no. 2, pp. 6–12, 2011.

[44] N. Ramdeo, "Evaluation of Data Encryption Algorithms," *IJSER*, vol. 3, no. 9, pp. 3–5, 2012.

[45] C. De Canni, T. Johansson, and B. Preneel, "Cryptanalysis of the Bluetooth Stream Cipher," *COSIC*, pp. 1–15, 2001.

[46] M. Jakobsson, S. Wetzel, and M. Hill, "Security Weaknesses in Bluetooth," *Springer-Verlag*, pp. 176–191, 2001.

[47] International Electrotechnical Comission, "Medical Electrical Equipment - Part 1: General requirements for basic safety and essential performance," 2005.

[48] L. Dicamillo and F. Carpentieri, "Incontinence Diaper/Underwear System," US 2011/0152802 A1, 2011.

[49] M. H. Cohen, "Men's Boxer Shorts for Incontinence," US005649913A, 1997.

[50] N. S. Conley, "Adult Male Disposable Incontinence System For Disposable Underwear," US007658730B2, 2010.

[51] G. Haire, D. R. Bowe, and T. L. Lakin, "Apparatus for incontinence detection and notification," US007053781B1, 2006.

[52] A. A. P. Wai, F. S. Fook, M. Jayachandran, Z. Song, J. Biswas, C. Nugent, M. Mulvenna, L. K. P. Yap, and J.-E. Lee, "Smart wireless continence management system for elderly with dementia," *Heal. 2008 - 10th Int. Conf. e-health Networking, Appl. Serv.*, pp. 33–34, Jul. 2008.

[53] E. Van Den Heuvel, F. Jowitt, and M. Gilhooly, “Tackling Ageing Continence Through Theory Tools and Technology (TACT3)- Assistive Technology Development for Continence Pad Users,” *RESNA/FICCDAT Conf. Toronto*, 2011.

[54] F. Bergman, A. Bergman, D. A. Barda, D. Weinstock, R. Guibert, M. C. Rodda, and G. Eitzen, “Incontinence management system and diaper,” US 2011/0263952 A1, 2011.

[55] A. Shuminov, “Moisture detecting liner for a diaper and a process for manufacture thereof,” US005808554A, 1998.

[56] A. A. P. Wai, F. S. Fook, M. Jayachandran, J. Biswas, J.-E. Lee, and P. Yap, “Implementation of Context-Aware Distributed Sensor Network System for Managing Incontinence Among Patients with Dementia,” *2010 Int. Conf. Body Sens. Networks*, pp. 102–105, Jun. 2010.

[57] K. Yamada, N. Toshiaki, K. Ishihara, Y. Ohno, A. Ishii, S. Shimizu, T. Araki, R. Takahashi, H. Takahashi, and E. Shimizu, “Development of new type incontinence sensor using RFID tag,” *2010 IEEE Int. Conf. Syst. Man Cybern.*, pp. 2695–2700, Oct. 2010.

[58] A. M. Long, C. P. Olson, T. M. Ales, and S. A. Weber, “Wetness Monitoring Systems With Status Notification System,” US007489252B2, 2009.