

**Desenvolvimento de um sistema
electrotêxtil para aferição objectiva dos
movimentos corporais durante o sono:
correlação com a polissonografia e a
qualidade do sono**

Michella Melo Tavares

Dissertação para obtenção do Grau de Doutor em
Engenharia Têxtil
(3^o ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Nuno José Ramos Belino

Co-orientadora: Prof^a. Doutora Maria Assunção Morais e Cunha Vaz Pato

Janeiro de 2021

Provas de defesa pública realizadas no dia vinte e um de dezembro de dois mil e vinte, pelas nove horas e trinta minutos.

CONSTITUIÇÃO DO JÚRI:

Presidente: Doutor Vítor Manuel Pizarra Cavaleiro, Professor Catedrático da Universidade da Beira Interior

Vogais:

Doutor Raúl Manuel Esteves Sousa Figueiro, professor associado da Universidade do Minho;

Doutor Rui Alberto Lopes Miguel, professor associado da Universidade da Beira Interior,

Doutor Pedro José Guerra Araújo, professor auxiliar da Universidade da Beira Interior,

Doutor André Paulo Almeida Whiteman Catarino, professor auxiliar da Universidade do Minho,

Doutor Nuno José Ramos Belino, professor auxiliar da Universidade da Beira Interior,

Doutor Gianni Montagna, professor auxiliar da Faculdade de Arquitetura da Universidade de Lisboa

Dedicatória

Longa foi a caminhada até aqui. Altos e baixos fizeram parte desta trajetória, que acabaram por fortalecer a nossa fé e gratidão a quem é a fonte de toda existência e faz brotar a cada dia a esperança em nossas vidas, O Nosso Deus.

De uma forma especial dedico a você querido irmão Deilson Melo Tavares esta tese. A você que sempre foi grande, grande na estatura, grande Pesquisador, grande Professor, grande homem e irmão. Muitas vezes duro, mas sensível. Apesar de sua breve presença entre nós cumpriu seu dever com honestidade e dedicação sempre dando orgulho e alegria a nossa família.

Dedico também a minha filha amada Letícia que me acompanha desde a gravidez neste projeto e é minha força para continuar.

Agradecimentos

Ao completar-se uma tese de Doutoramento, surge inevitavelmente a necessidade de recordar o trajecto académico e científico percorrido e deixar registada a minha gratidão a todos os que sob as mais diversas formas e em diferentes contextos contribuíram para o bom sucesso deste trabalho.

Mas, em relação a algumas pessoas, é de elementar justiça destacar o meu agradecimento da generalidade. São elas:

Ao meu orientador, Prof. Doutor Nuno José Ramos Belino, idealizador desta tese, que com seus amplos conhecimentos, direccionou-me de forma responsável no desenvolvimento deste trabalho. Não posso deixar de citar aqui a sua sincera amizade nos momentos difíceis. Muito obrigada Professor por sua dedicação, disponibilidade e orientação.

À Profa. Doutora Maria Assunção Vaz Patto por aceitar este desafio. Obrigada Professora por seus esclarecimentos, dedicação e sobre tudo pela paciência. Sempre expondo com clareza os pontos mais relevantes a serem considerados.

Ao Técnico Nuno Pinto da Faculdade de Ciências e da Saúde por sempre estar presente em nossas reuniões contribuindo com seu vasto conhecimento sobre ciência do sono.

Ao Presidente do Conselho de Administração do CHCB Dr. João Casteleiro que possibilitou o desenvolvimento experimental autorizando o estudo experimental em ambiente hospitalar proporcionando um resultado mais próximo do real.

Ao Presidente do Conselho de Administração da ULS da Guarda Dr. Fernando Girão onde foi iniciado o estudo e que por motivos de tempo não teve continuidade.

À Directora do Serviço de Pneumologia do CHCB Dra. Salete por seu interesse, gentileza e atenção.

Ao Director do Serviço de Pneumologia da ULS da Guarda Dr. Luís Ferreira por permitir o estudo piloto o qual nos permitiu ajustes importantes na fase inicial do Projecto.

À Directora do Serviço do Sono da ULS da Guarda, Dra. Alcina Tavares, que se prontificou a nos ajudar no que fosse necessário, sempre com sua eficiência e gentileza.

À Técnica Catarina com quem eu tive um único contacto, mas foi uma peça fundamental no meu entendimento sobre o exame polissonográfico. Muito paciente e organizada.

Aos técnicos de polissonografia no CHCB Sr. Rui, Sr. Alexandre, Sr. Pedro e Sra. Sandra. Sempre gentis, organizados e pontuais na entrega dos relatórios.

Ao Eng.º Pedro Pereira pelo contributo no desenvolvimento do software de controlo;

Ao Eng.º Romeu INOV INESC pelo contributo para o desenvolvimento e calibração do sistema de captação de dados;

Ao Eng.º Nelson Pimenta INOV INESC pela orientação de utilização do sistema de captação de dados;

A todos os pacientes e voluntários que com a sua colaboração permitiram a boa execução deste trabalho de investigação;

Aos Técnicos das oficinas do DCTT, Sr. Jorge Jesus, Sr. António Guerreiro, D. Lucinda Matias e D. Fátima Carvalho.

A Todos aqueles que por qualquer forma contribuíram para o bom sucesso deste trabalho o meu muito obrigado.

Ao Projecto MEDTEX e todos os Professores, Engenheiros e Técnicos do DCTT, em especial ao Professor Doutor Mário Figueiredo Nunes que, infelizmente, já não está entre nós.

Resumo

O sono é uma função biológica de extrema importância para o bem-estar e saúde humana. Sendo uma sucessão cíclica de fenómenos psicofisiológicos, o processo do sono é regido pelo nosso relógio biológico, ajustado num ciclo de 24 horas, e tem como principais funções reparar os tecidos, fazer descansar os órgãos ou ainda finalizar ciclos biológicos como sejam a eliminação de toxinas. O cérebro procede também à filtragem e processamento dos acontecimentos do dia consolidando a memória.

Desta forma, o sono influencia decisivamente as condições físicas, psicológicas e as interações sociais do ser humano. A privação do sono, a sua diminuição, ou ainda, um sono de baixa qualidade, têm um impacto profundo na fisiologia e no comportamento do ser humano podendo, consoante a sua severidade, ir desde a irritabilidade até, em condições extremas, à morte do indivíduo.

Um dos fatores modeladores do sono é sem dúvida, a quantidade e intensidade dos movimentos nocturnos que, de forma perfeitamente involuntária acontecem, mas que em determinadas circunstâncias e em função do seu número e da sua intensidade, podem ser um indicador a manifestação clínica de algumas patologias graves.

Neste contexto, o estudo da relação entre a postura anatómica nocturna com a qualidade do sono e, adicionalmente, com algumas patologias de âmbito neurológico é, actualmente, uma preocupação crescente de diversas áreas da medicina.

Conscientes desta situação, o presente trabalho de investigação visou desenvolver um método que permitisse avaliar uma possível relação entre a biomecânica dos pacientes com a sua qualidade do sono. Assim, pretendeu-se determinar a variação posicional anatómica dos pacientes ao longo do tempo, com recurso a um sistema têxtil inteligente, de tipo electroactivo (SE) e, estudar a sua eventual correlação com o correspondente traçado polissonográfico, adquirido através de um sistema de polissonografia padrão de tipo digital (PSG).

O protótipo desenvolvido integra uma matriz de sensores inerciais, que permite a aquisição de dados em tempo real, o seu armazenamento e emissão para um computador remoto, que executa o algoritmo de controlo e retém os parâmetros específicos do paciente.

Com base nos dados experimentais recolhidos e de acordo com as conclusões da análise estatística global efectuada, é possível afirmar que os dois métodos PSG e SE apresentam resultados consistentes e concordantes, sendo admissível a utilização da ferramenta electrotêxtil desenvolvida para substituir o método clássico no que concerne a aquisição do movimento corporal das pernas.

A nova solução tecnológica configura um tipo de dispositivo biomédico e é direcionado principalmente para o segmento particular numa primeira fase (avaliação da qualidade do sono) e, potencialmente numa segunda fase, para o mercado hospitalar e geriátrico e ainda para a monitorização de pacientes em tratamento ambulatorio.

Palavras-chave

Engenharia Têxtil; Medicina; Têxteis Inteligentes; Têxteis Electroativos; Qualidade do Sono; Índice de Pittsburgh; Polissonografia; Biomecânica.

Abstract

Sleep is an extremely important biological function for the human health and well-being. Being a cyclical succession of psychophysiological phenomena, the sleep process is governed by our biological clock, adjusted in a 24-hour cycle, and its main functions are to repair tissues, organs rest or even ending biological cycles such as the elimination of toxins. The brain also filters and processes the day's events, consolidating the memory.

Thus, sleep decisively influences the physical, psychological and social interactions of human beings. Sleep deprivation, a decrease in sleep time, or even poor-quality sleep, have a profound impact on the physiology and behaviour of human beings, and can, depending upon their severity, range from irritability to, in extreme conditions, the death of the individual.

In this context, the study of the relationship between nocturnal anatomical posture, the quality of sleep and, additionally, with some pathologies of a neurological scope is, currently, a growing concern in several areas of medicine.

Aware of this situation, the present research work aimed to develop a method that would allow the evaluation of a possible relationship between the biomechanics of patients and their sleep quality. Thus, it was intended to determine the anatomical positional variation of patients over time, using an intelligent textile system, of an electroactive type (SE), and to study its possible correlation with the corresponding polysomnographic tracing, acquired through a standardized digital polysomnography system (PSG).

The developed prototype integrates an array of inertial sensors, which allows the acquisition of data in real time, its storage and emission to a remote computer, which executes the control algorithm and retains the specific parameters of the patient.

Based upon the collected experimental data and in accordance with the inference of the overall statistical analysis carried out, it is possible to state that the two, PSG and SE, methods present consistent and concordant results, being permissible to use the new developed electrotexile tool to replace the polysomnographic classic method.

The new technological solution configures a type of biomedical device, aimed, mainly, at the private segment in a first stage (assessment of sleep quality) and, potentially, in a second stage, for the hospital and geriatric market and even for outpatient treatment monitoring.

Keywords

Textile Engineering; Medicine; Smart Textiles; Electroactive Textiles; Sleep Quality; Pittsburgh Index; Polysomnography; Biomechanics.

Índice

| | |
|---|----|
| Capítulo 1..... | 1 |
| 1 - Introdução | 1 |
| 1.1 - Contextualização..... | 1 |
| 1.2 - Objectivo Geral..... | 4 |
| 1.3 - Objectivos Específicos | 4 |
| 1.4 – Motivação | 5 |
| 1.5 – Metodologia..... | 7 |
| 1.6 - Estrutura da Dissertação | 8 |
| Capítulo 2..... | 11 |
| 2.1 - Fisiopatologia do Sono | 11 |
| 2.1.1 – Fundamentos Básicos Sobre o Sono | 11 |
| 2.1.2 - Sono NREM e Sono REM..... | 12 |
| 2.1.2.1 - Sono NREM..... | 15 |
| 2.1.2.2- Sono REM | 17 |
| 2.1.3 - Efeitos do Sono | 19 |
| 2.1.4 - Perspectiva Económica da Privação do Sono | 20 |
| 2.2 - Distúrbios do Sono | 22 |
| 2.3 – Principais Métodos Para o Estudo do Sono..... | 25 |
| 2.3.1 – Questionários | 25 |
| 2.3.1.1 – Índice de Pittsburgh..... | 26 |
| 2.3.1.2 - Escala de ansiedade de Hamilton..... | 28 |
| 2.3.2 - Diários de Sono ou Auto-Registos..... | 30 |
| 2.3.3 – Actígrafos e Actigrafia..... | 30 |
| 2.3.4 - Polissonografia | 34 |
| 2.3.5 – Tecnologia Assistiva – Saúde Personalizada ou <i>p-Health</i> | 38 |
| Capítulo 3..... | 45 |
| 3.1 – Têxteis Electrónicos..... | 45 |

| | |
|---|-----|
| 3.1.1 – Algumas Definições..... | 48 |
| 3.2 – Têxteis Condutores..... | 50 |
| 3.3 - Sensores Têxteis | 56 |
| 3.4 – Têxteis Médicos | 59 |
| 3.4.1 – Produtos Fibrosos Não-Implantáveis | 60 |
| 3.4.2 – Produtos Fibrosos Implantáveis | 62 |
| 3.4.3 – Dispositivos Extra-Corporais | 64 |
| 3.4.4 – Produtos de Higiene, Saúde e Protecção | 65 |
| 3.5 - Vestuário Tecnológico e Sistemas Electrotêxteis Interactivos para Monitorização Remota com Aplicação na Saúde Humana | 67 |
| 3.5.1. Aplicações..... | 74 |
| 3.5.1.1 Aplicações na saúde..... | 75 |
| 3.5.1.2 - Aplicações na Segurança e Protecção..... | 80 |
| 3.5.1.3 - Aplicações na Reabilitação Remota..... | 81 |
| 3.5.1.4 - Mais Alguns Exemplos de Aplicações | 84 |
| 3.6 – Sensores Inerciais..... | 88 |
| 3.6.1 - Acelerómetros..... | 88 |
| 3.6.1.1 - Princípios Físicos | 89 |
| 3.6.1.2 - Estrutura | 89 |
| Capítulo 4..... | 93 |
| 4.1 - Produção do Protótipo de Avaliação da Cinesiologia dos Pacientes | 95 |
| 4.1.1 - Produção da Estrutura Têxtil | 95 |
| 4.1.3 - Especificações de Comunicação de Dados | 103 |
| 4.1.4 - Validação Metodológica do Sistema Electrotêxtil Integrado..... | 104 |
| 4.2 - Estudo Clínico Comparativo..... | 110 |
| Capítulo 5..... | 117 |
| 5.1 – Sistema Electrotêxtil Desenvolvido | 117 |
| 5.1.1 – Protótipo Têxtil Electroactivo | 117 |
| 5.1.2 – Software de Controlo do Sistema Electrotêxtil | 117 |
| 5.2 – Estudo Comparativo entre o Método Clássico de Polissonografia e o método | |

| | |
|--|-----|
| alternativo desenvolvido – Sistema Electrotêxtil | 119 |
| 5.2.1 – Caracterização dos Grupos Experimental e de Controlo..... | 119 |
| 5.2.2 - Resultados do Movimento Corporal Segundo o SE e a PSG..... | 121 |
| 5.3. Avaliação da Qualidade do Sono Através do IQSP | 131 |
| 5.3.1 - Índice da Qualidade do Sono de Pittsburgh..... | 131 |
| 5.3.2 - Relação Entre o IQSP e Movimento Corporal | 140 |
| Capítulo 6..... | 145 |
| Capítulo 7..... | 149 |
| Referências Bibliográficas | 151 |

Lista de Figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Início do sono – transição da vigília para a fase N1 do sono NREM. – Adaptado de [5] | 15 |
| Figura 2 - Figura 1 - Início do sono – transição da Vigília para a fase N1 do sono NREM. – Adaptado de [5]..... | 17 |
| Figura 3 - Subdivisões do Sono REM. a) REM fásico e b) REM tónico. – Adaptado de [5] | 18 |
| Figura 4 - Custos devido a privação do sono devido ao absentismo dos funcionários para cinco países da OCDE. Custo em bilhões de dólares americanos. Fonte: https://www.statista.com/chart/7052/the-enormous-cost-of-sleep-deprivation/ acedido em 2017-05-21..... | 21 |
| Figura 5 - Questionário de Pittsburgh – Fonte: [22] | 27 |
| Figura 6- Escala de avaliação da ansiedade de Hamilton. Fonte: [23]..... | 29 |
| Figura 7 – Exemplo de uma folha de anotação para relato do sono/Diário do sono. Fonte: http://www.deco.proteste.pt/20060320/diario-do-sono-Attach_s413391.pdf , acedido em 2014-12-06..... | 30 |
| Figura 8 – Visualização de um actígrafo comercial. Fonte: Solo Stocks | 33 |
| Figura 9 – Registro de ritmo circadiano a partir de actígrafo. Fonte: Centro do Sono [8] | 34 |
| Figura 10 - Visualização do equipamento e instalações de um sistema típico de PSG – Fonte: Dados do trabalho de campo na ULS da Guarda, (2012) | 36 |
| Figura 11 – Mapas de pressão para diferentes posturas anatómicas. Fonte: [51]..... | 38 |
| Figura 12 - Protótipo de colchão piezoresistivo. Fonte: [51] | 40 |
| Figura 13 - Pormenor da camada superior com os sensores integrados de temperatura e pressão. Fonte: [52] | 41 |
| Figura 14 – Posições anatómicas do corpo humano durante o sono. Fonte: [51]..... | 42 |
| Figura 15 - Sistema de gestão de padrões de sono ZEO. Fonte: https://www.grc.com/zeo.htm | 43 |
| Figura 16 - Sistema de gestão de padrões de sono ZEO. Fonte: https://www.grc.com/zeo.htm | 44 |
| Figura 17 - Sistema Fit One (A) e Visualização gráfica da informação recolhida Fonte: https://www.fitbit.com/shop/accessories/one-sleep-band | 44 |

| | |
|--|-----|
| Figura 18 – Esquema explicativo do princípio de funcionamento de um sensor e de um actuador. Fonte: Da autora..... | 45 |
| Figura 19 - Factores-chave envolvidos na concepção e desenvolvimento de um têxtil electrónico. Fonte: Adaptado de [60] | 50 |
| Figura 20A – Vista esquemática de um circuito electroconductor de teste com dois eléctrodos e 4 fios; 20B – Vista esquemática de um circuito electroconductor de teste com quatro eléctrodos e 4 fios – Fonte: [55]..... | 51 |
| Figura 21- Estimativa das receitas do Mercado europeu de têxteis médicos até ao de 2022 em função do segmento de aplicação e em milhões de dólares americanos. Fonte: [102] | 67 |
| Figura 22 - Princípio de funcionamento de um sistema e-health. Fonte: Adaptado de [111] | 70 |
| Figura 23 - Principais atributos de um têxtil electrónico. Fonte: Adaptado de [117] | 71 |
| Figura 24 - Possível taxonomia para os têxteis electrónicos. Fonte: Adaptado de [117] | 72 |
| Figura 25 - Sinopse dos objectivos gerais do projecto Europeu My Heart. Fonte: Adptado de [150] | 82 |
| Figura 26 - Previsão global do número de pacientes de telemedicina e da receita - Fonte: [58]..... | 88 |
| Figura 27 - Sinopse do desenvolvimento experimental realizado..... | 93 |
| Figura 28 – Detalhe da composição da estrutura electrotêxtil | 96 |
| Figura 29 – Pormenor do filamento utilizado no fio electroconductor..... | 97 |
| Figura 30 – Pormenor do processo de fabricação da camada intermédia. | 98 |
| Figura 31- Pormenor (A) e corte esquemático (B) do acelerómetro ADX345..... | 99 |
| Figura 32 - Pormenor dos dados recolhidos para a zona da cabeça durante os testes preliminares | 100 |
| Figura 33 – Pormenor do módulo de aquisição | 101 |
| Figura 34 - Esquema eléctrico do módulo de aquisição | 101 |
| Figura 35 – Pormenor do módulo de recolha e processamento | 102 |
| Figura 36 - Esquema eléctrico do módulo de recolha e processamento..... | 102 |
| Figura 37 - Visualização de um output do software desenvolvido | 103 |
| Figura 38A- Pormenor dos trabalhos iniciais da integração da estrutura electrotêxtil num protótipo de 1ª geração; 38B - Detalhe da camada intermédia da estrutura electrotêxtil de 1ª geração..... | 105 |

| | |
|--|-----|
| Figura 39 – Valores experimentais dos movimentos dos membros inferiores para os três eixos do acelerómetro | 107 |
| Figura 40 - Detalhe da página do relatório do exame polissonográfico | 108 |
| Figura 41- Pormenor da ferramenta electrotêxtil de segunda geração. Fotomontagem da autora | 109 |
| Figura 42 – Sistema electrotêxtil com o protótipo de 2 ^a geração em ambiente hospitalar pronto a ser utilizado. Fonte: Fotografia da autora | 109 |
| Figura 43 – Sistema de controlo da PSG. Fonte: Fotografia da autora | 111 |
| Figura 44 - Eléctrodos do Sistema 10-20. Fonte [37] | 111 |
| Figura 45 - vistas dos cinco pontos de referência para o posicionamento de eléctrodos para realização do EEG. Fonte [37] | 112 |
| Figura 46 - Preparação do paciente para o exame de polissonografia – EEG. Fonte: Fotografia da autora..... | 112 |
| Figura 47 - colocação de eléctrodos para EMG mentoriano e tibial, EOG e ECG – Fonte: [37] | 112 |
| Figura 48 - Preparação do paciente para o exame de polissonografia – EMG, EOG e ECG. Fonte: Fotografia da autora | 113 |
| Figura 49 - Voluntário preparado para exame polissonográfico. Fonte [37] e fotografia da autora. | 113 |
| Figura 50 – Pormenor dos testes de validação da estrutura electrotêxtil num protótipo de 2 ^a geração. Fonte: Fotografia da autora | 114 |
| Figura 51- Procedimento experimental com vista à avaliação da equiparação dos métodos em estudo | 115 |
| Figura 52 - Procedimento experimental com vista à determinação do índice de qualidade do sono de Pittsburgh..... | 115 |
| Figura 53 – Sistema electrotêxtil desenvolvido..... | 117 |
| Figura 54 – Representação da interface gráfica de recolha de dados | 118 |
| Figura 55 – Estatísticas acumuladas de um ensaio..... | 118 |
| Figura 56 - Distribuição por sexo do grupo experimental..... | 119 |
| Figura 57 - Distribuição etária do grupo experimental..... | 120 |
| Figura 58 - Distribuição por idade do grupo experimental | 120 |
| Figura 59 - Distribuição etária do grupo experimental | 121 |

| | |
|--|-----|
| Figura 60 – (A) Perna direita sem elemento estatístico; (B) Perna esquerda sem elemento estatístico; (C) Perna direita com elemento estatístico; (D) Perna esquerda com elemento estatístico | 122 |
| Figura 61 – Comparação dos movimentos de pernas detectados pelo SE e pela PSG de um paciente tomado ao acaso – Sujeito estatístico 1 | 123 |
| Figura 62 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk..... | 126 |
| Figura 63 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo dos movimentos para o grupo experimental e controle | 126 |
| Figura 64 - Correlação entre os movimentos das pernas do SE e da PSG..... | 129 |
| Figura 65 – Gráfico de Bland-Altman do movimentos de pernas medidos pela PSG e SE | 130 |
| Figura 66 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk..... | 136 |
| Figura 67 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo da eficiência do sono para o grupo experimental e controle. | 138 |
| Figura 68 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk..... | 139 |
| Figura 69 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo da eficiência do sono para o grupo experimental e controle. | 139 |
| Figura 70 - Correlação entre o IQSP e Eficiência do sono para o grupo experimental | 140 |
| Figura 71 – Dados de relatório polissonográfico para um sujeito estatístico..... | 141 |
| Figura 72 - quantidade de movimentos de pernas durante o sono..... | 142 |
| Figura 73 – Relação entre os movimentos da perna e o índice de Pittsburgh | 143 |
| Figura 74 - Relação entre os movimentos da perna e o índice de Pittsburgh | 144 |

Lista de Tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1 - Horas de sono por faixa-etária recomendada | 12 |
| Tabela 2 – Características das ondas cerebrais. Fonte: [8]..... | 13 |
| Tabela 3 – Modelos comerciais de actígrafos – Fonte:[28] | 31 |
| Tabela 4 - Configurações de filtro e sensibilidade para estudo polissonográfico. Fonte: [37] | 37 |
| Tabela 5 – Classificação geral dos efeitos estímulo-resposta – Fonte: Adaptado de [57] | 48 |
| Tabela 6 – Terminologia empregue na definição dos têxteis inteligentes. Fonte: [58] . | 49 |
| Tabela 7 - Hierarquia de inteligência para os têxteis. Fonte: [59] | 49 |
| Tabela 8 – Propriedades eléctricas de fibras metálicas monofilamentares – Fonte: [63] | 52 |
| Tabela 9 – Propriedades dos fios condutores híbridos polímero-metal – Fonte: [62] .. | 53 |
| Tabela 10 – Materiais com aplicação em eléctrodos têxteis – Fonte: [85]..... | 57 |
| Tabela 11 – Principais aplicações dos produtos fibrosos não-implantáveis – Fonte: Adaptado de [100, 101] | 61 |
| Tabela 12 – Principais aplicações dos produtos fibrosos implantáveis – Fonte: Adaptado de [100, 101] | 63 |
| Tabela 13 – Principais aplicações dos dispositivos extra-corporais – Fonte: Adaptado de [100, 101] | 64 |
| Tabela 14 – Principais aplicações dos produtos de higiene, saúde e protecção – Fonte: Adaptado de [100, 101] | 66 |
| Tabela 15 – Possível classificação de componentes aplicados em têxteis inteligentes. Fonte: [107] | 68 |
| Tabela 16 – Classes de vestuário funcional – Fonte: [108] | 69 |
| Tabela 17 – Alguns sinais vitais passíveis de serem monitorizados através de e-têxteis – Fonte: Adaptado de [119] e [120] | 73 |
| Tabela 18 - Alguns sinais vitais ou variáveis sob monitorização em e-têxteis - Fonte: Adaptado de [119] e [122] | 74 |
| Tabela 19 – Características do tecido de suporte. | 98 |

| | |
|---|-----|
| Tabela 20 – Características do acelerómetro. Fonte: [178]..... | 99 |
| Tabela 21 - Estatísticas descritivas dos movimentos detectados com o SE..... | 106 |
| Tabela 22 - Canais de dados utilizados pelo técnico no exame polissonográfico. Fonte [37] | 114 |
| Tabela 23 – Estatísticas do movimento corporal para o grupo experimental | 124 |
| Tabela 24 – Estatísticas do movimento corporal total e individual para o grupo controle medidos a partir do SE | 124 |
| Tabela 25 – Estatísticas do movimento de pernas do grupo experimental e do de grupo controle..... | 125 |
| Tabela 26 – Estatísticas do Ln dos movimentos das pernas para os elementos estatísticos do grupo experimental mensurados a partir SE e PSG e do grupo controle mensurados pelo SE. | 127 |
| Tabela 27 – Teste de normalidade do grupo experimental para os dois métodos de medição..... | 127 |
| Tabela 28 - Valores do coeficiente de correlação de Pearson..... | 128 |
| Tabela 29 – Parâmetros utilizados na elaboração do Gráfico de Bland-Altman | 130 |
| Tabela 30 – Principais hábitos do sono para o grupo experimental | 132 |
| Tabela 31 – Principais hábitos do sono para o grupo controle | 132 |
| Tabela 32 – Teste de normalidade Shapiro-Wilk | 133 |
| Tabela 33 – Correlação entre IQSP e componentes para os grupo experimental e controle | 134 |
| Tabela 34 – Teste <i>Mann Whitney</i> para comparação do grupo experimental e controle em relação as componentes e IQSP total..... | 134 |
| Tabela 35 – Frequência da avaliação da qualidade subjectiva do sono para o grupo de grupo experimental e controle | 135 |
| Tabela 36 – Frequência da avaliação da eficiência do sono para o grupo experimental e controle..... | 135 |
| Tabela 37 – Eficiência do sono medida pelo IQSP e por PSG..... | 136 |
| Tabela 38 – teste t para amostras independentes..... | 138 |
| Tabela 39 - Correlações do movimento de pernas do Sono NREM e IQSP para o grupo experimental..... | 142 |
| Tabela 40 - Correlações movimentos de pernas Sono NREM e Qualidade subjectiva de Pittsburgh | 143 |

Lista de Acrónimos

AASM – American Academy of Sleep Medicine

AIS – American Insomnia Survey

BHW - Britain's Healthiest Workplace

CC – Centro de Controlo

CHCB – Centro Hospitalar da Cova da Beira

ECG – Electrocardiografia

EEG -Electroencefalografia

EMG – Electromiografia

EOG – Electrooculografia

ESRS - European Sleep Research Society

EUA – Estados Unidos da América

GE – Grupo Experimental

GC – Grupo de Controlo

MA – Módulo de Aquisição

MRP – Módulo de recolha e processamento de dados

NREM – Non-Rapid Eye Movement

NSP – National Sleep Foundation

OCDE – Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico

PSG – Polissonografia

REM – Rapid Eye Movement

SE – Sistema Electrotêxtil

SWS – Slow-Wave-Sleep

UBI - Universidade da Beira Interior

ULSG – Unidade Local de Saúde da Guarda

Lista de Anexos

[1] – Autorização para realização da investigação;

[2] - Formulário de consentimento informado;

[3] - Informação técnica do acelerómetro ADXL345 da Analog Devices;

[4] – Relação Hamilton com o movimentos de pernas ;

Capítulo 1

1 - Introdução

1.1 - Contextualização

Nos últimos anos têm-se assistido a uma proliferação de sistemas têxteis inteligentes em áreas ligadas à saúde. A emergência de novos termos como: *e-textile*, *wearable*, telemedicina, teleassistência, *e-health*, *P-health*, são palavras chave que estão a revolucionar esta indústria e representam variações de conceitos e de produtos que têm vindo a ganhar reconhecimento e a consolidar-se junto dos consumidores.

Este segmento de mercado constitui atualmente, um dos campos de maior expansão e de aplicação de recursos humanos e financeiros no âmbito da investigação mundial dos têxteis não-convencionais e, particularmente, o campo das aplicações de têxteis inteligentes na saúde e bem-estar humano. Tipicamente, estas tecnologias envolvem a integração avançada de substratos têxteis com sistemas eletrónicos de sensorização e/ou de atuação, gestão de dados e tomadas de decisão.

Adicionalmente, a componente têxtil apresenta uma grande diversidade de utilização de matérias-primas e de estruturas, com elevada personalização, grau de inovação, adequação às suas funções e excelente relação custo/benefício. Estas características ajudam a explicar a proeminência desta nova indústria têxtil, a sua penetração no mercado e o seu crescimento contínuo, em detrimento de uma indústria têxtil convencional, sujeita a flutuações de mercado mais acentuadas e a um processo de globalização, que regra geral, tem vindo tendencialmente a depreciar o valor comercial dos seus produtos.

Os contínuos desenvolvimentos dos materiais, estruturas e acabamento têxteis; sensores/atuadores e sistemas de comunicação móveis podem vir a potenciar a criação de uma nova geração de vestuário tecnológico (vestuário biomédico) capaz de melhorar significativamente a qualidade de vida de alguns grupos populacionais. Paralelamente, é ainda capaz de promover o crescimento de um novo tipo de vestuário para o desporto

e lazer - vestuário de alto desempenho com novas funcionalidades e capacidades integradas.

Com base neste enquadramento, e de uma forma muito resumida/simplista, podemos tentar compreender estes sistemas integrados (em maior ou menor escala) como sistemas eletrotêxteis. Estes, são concebidos de uma forma muito variável sendo especificamente desenhados para desempenharem um conjunto de tarefas com vista a alcançar os objetivos pretendidos.

Durante a última década numerosos autores e empresas, a nível mundial, conduziram com sucesso trabalhos de investigação com vista ao desenvolvimento de aplicações eletrotêxteis para a saúde humana, particularmente motivadas e orientadas para a necessidade de monitorização de sinais fisiológicos numa primeira fase e, adicionalmente, numa segunda fase, para a prevenção e manutenção de hábitos saudáveis. O sistema electrotêxtil integrado permite, pois, o contacto em tempo real entre os especialistas e os utilizadores, podendo ser aconselhados ou mesmo alertados quando algum parâmetro evolui de forma desfavorável e, em último caso, o sistema pode desencadear uma resposta de urgência. Este processo abre a porta a uma medicina altamente “personalizada”.

Neste contexto, a integração destas novas tecnologias, principalmente no vestuário têxtil, como por exemplo sistemas de telecomunicação, sistemas de monitorização ou ainda o desenvolvimento de novos materiais e estruturas é já uma realidade. Os seus campos de aplicação preferencial encontram-se seguidamente elencados:

- Monitorização médica “In Situ”;
- Monitorização de doenças crónicas (Doenças cardiovasculares, diabetes, respiratórias e neurológicas);
- Monitorização de ensaios clínicos;
- Monitorização obstétrica;
- Monitorização pediátrica (Síndrome da morte súbita);
- Monitorização desportiva;
- Monitorização de estudos de sono (Apneia do sono);
- Aplicações militares e de segurança;
- Monitorização de pessoas da 3ª idade.
- Biofeedback.

Enquadramento Médico e de Saúde Pública

O sono influencia decisivamente as condições físicas, psicológicas e as interações sociais do ser humano. Como passamos aproximadamente um terço da nossa vida a dormir, qualquer alteração na quantidade ou qualidade do sono terá repercussões profundas nas atividades diárias. Tendo em vista essas considerações, vários investigadores de múltiplas áreas têm-se dedicado a estudar as causas destes transtornos.

Durante o sono o organismo restabelece-se do desgaste e recupera a energia necessária para a sua atividade normal. Dormir, é, pois, fundamental, tanto que a ausência de sono por um período prolongado acarreta graves consequências como irritabilidade, dificuldade de concentração e de aprendizagem, fadiga, cansaço, queda na capacidade de trabalho e, quando levado ao extremo, pode levar a um quadro de psicose, alucinações e delírios. O sono é um mecanismo ativo do cérebro, com inúmeras funções, incluindo a conservação de energia. Os problemas mais frequentes associados à privação do sono são: insónia, apneia do sono, hipersónia, síndrome das pernas inquietas e narcolepsia.

Releve-se ainda que, a privação do sono, desencadeia um vasto número de problemas económicos e sociais onde os mais comuns, se relacionam com os transtornos do sono e são: o absentismo, a diminuição na qualidade e da produtividade no trabalho e o aparecimento e/ou agravamento de patologias de diversa natureza.

Tendo em consideração todas as complicações que decorrem da privação do sono é natural que nos questionemos como poderemos melhorar a qualidade do nosso sono. Assim, de acordo com os especialistas e com a revisão bibliográfica efetuada e tomando apenas em consideração o cidadão dito “normal”, isto é, sem qualquer patologia clínica que especificamente contribua para distúrbios do sono, podemos atuar fundamentalmente a dois níveis: seguir as recomendações AASM para ter uma boa noite de sono e proceder a uma monitorização do sono como contributo para um pré-diagnóstico precoce de eventuais patologias relacionadas com a qualidade do sono.

Aqueles que têm um problema de sono devem consultar o seu médico ou um especialista em sono para detetar e tratar o seu distúrbio, uma vez que, o seu tratamento pode causar uma melhoria significativa na qualidade de vida.

Conscientes desta situação, o presente trabalho de investigação pretende introduzir um conjunto de aspetos inovadores no processo de avaliação da qualidade do sono. Assim, e na sequência da avaliação do estado da arte e da revisão bibliográfica efetuada, constata-se que esta proposta alternativa constitui um processo totalmente inovador na avaliação da qualidade do sono.

O método clássico baseia-se, fundamentalmente, na avaliação da influência de determinadas patologias na qualidade do sono, nomeadamente, através da conjugação de várias abordagens como por exemplo: avaliação do estado clínico geral do paciente, determinação de parâmetros biológicos, hormonais, bioquímicos, etc., determinação do impacto de determinadas medicações, análise de respostas a inquéritos padrão e na recolha de parâmetros fisiológicos através da PSG

A solução tecnológica agora proposta é fundamentada na avaliação e caracterização dos movimentos noturnos através de um têxtil eletrónico, o que constitui uma contribuição totalmente inovadora, e que segundo os dados atualmente disponíveis, ainda não se encontra descrita na literatura científica.

Foi sobretudo neste contexto que se desenvolveu uma estrutura electrotêxtil ativa capaz de detetar o movimento do paciente e capaz de recolher, armazenar e, posteriormente, processar estatisticamente a informação recolhida.

1.2 - Objetivo Geral

Desenvolvimento de uma ferramenta electrotêxtil para monitorização e caracterização de movimentos corporais, durante o repouso noturno, que permita uma avaliação da qualidade do sono. Paralelamente, pretende-se também contribuir para que, no futuro, se possam desenvolver processos/ferramentas, mais simples e menos custosos, para avaliação remota de doentes impossibilitados de vir ao hospital, por exemplo, doentes demenciados ou doentes com doença de Parkinson.

1.3 - Objetivos Específicos

Procurar estudar e avaliar uma possível correlação estatística entre a quantidade e tipologia dos movimentos noturnos com a qualidade do sono através dos parâmetros

neurofisiológicos detetados por polissonografia com a informação recolhida pelo têxtil inteligente e com escalas de avaliação padronizadas;

Contribuir para efetuar um estudo comparativo de diagnóstico de distúrbios da qualidade do sono com base entre o método tradicional de polissonografia e a nova solução tecnológica proposta;

Constituir um incentivo à migração estratégica da indústria têxtil clássica para sectores e áreas de negócio emergentes e de maior valor acrescentado.

1.4 – Motivação

O sono é uma função biológica essencial que contribui decisivamente para a saúde e bem-estar do ser humano. Ele desenvolve vários processos, entre os quais relevam-se: a consolidação da memória; a termorregulação; a conservação e restauração energética do organismo e, particularmente, do metabolismo energético cerebral; libertação de hormonas que ajudam o metabolismo, como por exemplo a leptina que controla o apetite ou da grelina que estimula a fome.

Assim, distúrbios do sono podem implicar graves consequências no funcionamento físico, cognitivo e social do indivíduo. Pessoas com perturbações do sono apresentam uma maior propensão para riscos de acidentes laborais e/ou de outra natureza, menor produção de células do sistema imunitário o que, conseqüentemente, aumenta a probabilidade de contrair doenças infecciosas e também o aparecimento de doenças metabólicas, nomeadamente a diabetes, uma vez que os níveis de cortisol aumentam dificultando a ação da insulina, apresentam ainda aumento da glicémia e, conseqüentemente, o risco de diabetes, cansaço, fadiga, falhas de memória, dificuldade de concentração e alterações de humor, com um aumento do absentismo, agravamento de outras patologias.

estudos realizados sobre o sono concluíram que, “**uma pessoa dorme bem quando passa mais de 85% do tempo que está na cama a dormir**”. Infelizmente, segundo um estudo da APSS (*Associated Professional Sleep Societies*), a insónia faz parte da rotina diária de 10,2% a 40% da população mundial.

Estes estudos apontam ainda as principais variáveis da continuidade do sono que são: latência do sono; número de despertares superiores a 5 minutos; despertar após o

início do sono e a eficiência do sono, que, constituem, em si mesmo, bons indicadores da qualidade do sono ao longo da vida.

Neste contexto, a qualidade do sono é uma das questões que mais inquieta a ciência atualmente e leva numerosos investigadores, um pouco por todo o mundo, a dedicarem-se ao seu estudo.

A qualidade de sono é um bom preditor do estado físico, da saúde mental, do bem-estar e, globalmente, da vitalidade de um indivíduo. Embora o termo qualidade do sono seja um termo largamente utilizado por clínicos e investigadores que trabalham nesta área, não existe uma definição consensual e universalista para este conceito.

Atualmente, a comunidade científica internacional não possui uma diretriz consistente relativamente ao que constitui um sono normal, um sono ótimo ou ainda uma boa qualidade de sono.

Neste enquadramento, a técnica globalmente mais utilizada para tentar aferir a qualidade de sono envolve o pedido de autoavaliação através de alguns índices mais populares e reconhecidos, como por exemplo, o índice de Pittsburgh e a escala de ansiedade de Hamilton.

Tipicamente, estes índices refletem a satisfação individual com o seu sono através de questões mais ou menos subjetivas. Uma análise mais complexa envolve a análise conjugada destes índices com outras medidas, nomeadamente, fatores ambientais, tempo de sono, índices derivados de parâmetros fisiológicos, fatores comportamentais, intervenções farmacológicas, patologias associadas e parâmetros polissonográficos.

Assim, torna-se imperioso uma clarificação do conceito de qualidade do sono dada a crescente consciencialização da sua importância na saúde e bem-estar do indivíduo.

De acordo com estudos promovidos pela NSF (*National Sleep Foundation*) sobre a qualidade do sono (em função da idade) os principais indicadores para a sua avaliação em termos de qualidade, eficiência, restauração e consolidação do sono são: O número e duração de despertares noturnos; as excitações noturnas; a quantidade e intensidade de movimentos e a inquietação do indivíduo.

Relativamente ao caso concreto deste trabalho de investigação, a quantificação e qualificação dos movimentos noturnos, tem um impacto decisivo na qualidade do sono. Contudo, uma vez que estes dependem fundamentalmente de fatores intrínsecos e extrínsecos a cada indivíduo, não é possível generalizar conclusões senão em grupos muito restritos e os mais homogêneos possíveis.

Acresce ainda que os movimentos podem ser um facto indicador de patologia degenerativa, como seja o caso da hipocinesia nos pacientes de Parkinson, ou a hipercinesia no caso da síndrome das pernas inquietas (síndrome de Willis–Ekbohm ou síndrome de Wittmaack–Ekbohm) que se caracteriza por ser uma doença crónica e progressiva com impacto importante na qualidade de vida dos pacientes.

Assim, em paralelo com a minha consciencialização pessoal da importância do sono e, particularmente, da importância da qualidade do sono, tive a oportunidade de contactar diretamente com o mundo dos têxteis eletrónicos, aquando do meu trabalho como bolsista do projeto “*Medtex - Smart electroactive textiles for the prophylaxis of pressure ulcers on Bedridden Persons with Reduced Mobility*” através do qual ganhei um gosto particular pelos têxteis médicos e, mais concretamente, pelos têxteis eletrónicos.

Tendo em linha de conta as considerações anteriormente explanadas os autores deste trabalho de investigação focaram os seus esforços na área dos têxteis eletrónicos, com aplicação na área da saúde humana, através do desenvolvimento de uma ferramenta electrotêxtil concebida, especificamente, para ser de fácil manutenção, baixo custo, acessível ao cidadão comum, passível de ser utilizada em ambiente doméstico e controlado pelo próprio, permitindo - embora de uma forma mais relativa do que absoluta - estudar personalizadas a qualidade do sono em função dos movimentos e, posteriormente, num futuro que desejamos próximo, tentar relacionar estes movimentos com o estadiamento de doenças neurodegenerativas.

1.5 – Metodologia

Este trabalho de investigação foi estruturado de uma forma modular com diferentes etapas complementares e articuladas entre si. Ele foi executado faseadamente e com uma duração total de cinco anos. A realização das diferentes tarefas e atividades envolvidas foram concretizadas de uma forma sequencial embora, em determinado momento, algumas dessas etapas poderem ter sido desenvolvidas em paralelo, e de uma forma interativa, transmitindo conhecimento e/ou materiais/recursos para a etapa subsequente.

- **1ª FASE** – Revisão bibliográfica e consolidação de conhecimentos;

- **2ª FASE** - Produção e otimização de uma estrutura têxtil para o fim em vista;
Incorporação na estrutura têxtil de um sistema de sensorização do movimento e de

telecomunicações; Construção de protótipo do produto projetado e sua validação metodológica;

- **3ª FASE** – Desenvolvimento do estudo médico-epidemiológico. Caracterização da população em estudo; Preparação dos inquéritos à qualidade do sono; Preenchimento da declaração de consentimento informado; Preparação dos locais e métodos de recolha de dados;
- **4ª FASE** – Determinação dos traçados polissonográficos dos pacientes em paralelo com a aquisição dos principais dados biomecânicos com interesse relevante para o estudo;
- **5ª FASE** – Desenvolvimento estatístico dos dados; Inferência estatística; Conclusões.

1.6 - Estrutura da Dissertação

Este trabalho está estruturado em seis capítulos, conforme descrito abaixo:

No capítulo 1 – efetua-se o enquadramento do trabalho em questão. Objetivos gerais e específicos, explicação da motivação para a sua realização, descrição da metodologia utilizada e definição da estrutura geral da Tese.

O Capítulo 2 – apresenta a contextualização do estudo realizado, mostrando a evolução das pesquisas relacionadas com o sono, a caracterização dos principais distúrbios do sono e algumas pesquisas relacionadas com as patologias do sono. Este capítulo apresenta ainda a arquitetura do sono durante as suas diferentes fases, bem como, as causas, os sintomas, as consequências e os tratamentos dos distúrbios respiratórios durante a vigília noturna. É apresentado o método de referência para o diagnóstico dos distúrbios do sono – polissonografia, assim como as suas limitações.

Capítulo 3 - Síntese de alguns conceitos importantes que servirão de base à compreensão do trabalho. Efetuou-se uma revisão bibliográfica dos têxteis eletrónicos aplicados a saúde onde são expostos alguns tipos de aplicações.

Capítulo 4 - Desenvolvimento experimental, Explicação dos principais procedimentos implementados no desenvolvimento do sistema electrotêxtil e estudos complementares utilizados para avaliar a qualidade do sono dos pacientes observados. Descrição de

estudos polissonográficos e do sistema electrotêxtil realizados com o público alvo e objeto de análise neste trabalho.

Capítulo 5 - Análise e discussão dos resultados, Indicação dos dados e parâmetros utilizados para análise. Apresentação e análise dos resultados obtidos.

Capítulo 6 - Algumas conclusões referentes aos objetivos propostos e aos resultados obtidos.

Capítulo 7 - Sugerem-se possíveis linhas orientadoras para investigação futura.

Capítulo 2

Sono e Qualidade do Sono

2.1 - Fisiopatologia do Sono

2.1.1 – Fundamentos Básicos Sobre o Sono

O sono é um estado complexo de que necessitamos para a nossa sobrevivência. Caracteriza-se por ser uma necessidade fisiológica, que tem como principais funções a restauração do organismo e a conservação da energia, permitindo desta forma, manter o nosso equilíbrio físico e emocional. O ser humano passa cerca de 1/3 da sua vida a dormir (Rente e Pimentel, 2004) [1].

Nos últimos 80 anos foram desenvolvidos inúmeros estudos que consolidaram a importância e a influência do sono na saúde e no bem-estar humano. Neste período de tempo, demonstrou-se cientificamente que existe uma relação direta entre distúrbios do sono e o aparecimento e/ou agravamento de diversas patologias orgânicas[2].

De acordo com Boscolo, Sacco, Antunes, Mello e Tufik (2007) “...a saúde física e mental encontram-se associadas a uma boa qualidade de sono, sendo que as pessoas saudáveis usufruem dos benefícios de uma boa qualidade de sono nos aspetos biológicos, psicológicos, emocionais, intelectuais e sociais, adquirindo satisfação e melhor rendimento no trabalho, na escola e nas atividades de lazer, contribuindo assim para uma boa qualidade de vida...” [180].

Como supramencionado, a literatura acerca do sono destaca a sua importância na manutenção da saúde física e mental. Ela é bem visível nos estudos efetuados por inúmeras equipas de investigação e nos trabalhos de muitos investigadores como por exemplo: Jike, Itani, Watanabe, Buysse, Kaneita, (2017) [181]; Liu Y, Wheaton AG, Chapman DP, Cunningham TJ, Lu H, Croft JB., 2016 [182]; Zizi F, Pandey A, Murray-Bachmann R, Vincent M, McFarlane S, Ogedegbe G, et al., 2012 [183]; Hale L, Parente V, Dowd JB, Sands M, Berger JS, Song Y, et al., 2013 [184]; Basner M, Spaeth AM, Dinges DF., 2014; Miller CB, Gordon CJ, Toubia L, Bartlett DJ, Grunstein RR, D'Rozario AL, et al, 2014 [185].

A NSF (*National Sleep Foundation*) publicou na revista *Sleep Health* em 2015 os resultados de um estudo de âmbito mundial, com duração de mais de dois anos com o objetivo de atualizar o tempo de sono necessário para cada faixa de idade. Os resumos destas diretrizes podem ser vistos na tabela 1. Assim, podemos observar que as horas adequadas de sono para um indivíduo adulto é, em média de 7-9 horas por dia.

Tabela 1 - Horas de sono por faixa-etária recomendada

| HORAS DO SONO | |
|-------------------------|------------------------------|
| FAIXA ETÁRIA | INTERVALO RECOMENDADO |
| ACIMA DE 65 ANOS | 7-8 Horas |
| 26-64 Anos | 7-9 Horas |
| 18-25 Anos | 7-9 Horas |
| 14-17 Anos | 8-10 Horas |
| 6-13 Anos | 9-11 Horas |
| 3-5 Anos | 10-13 Horas |
| 1-2 Anos | 11-14 Horas |
| 4-11 Meses | 12-16 Horas |
| 0-3 Meses | 14-17 Horas |

Fonte: National Sleep Foundation (2015)

2.1.2 - Sono NREM e Sono REM

Os primeiros estudos relacionados com a estrutura do sono datam de 1924 quando Hans Berger desenvolveu o método da eletroencefalografia em humanos. Esta técnica permite registrar a atividade elétrica natural do cérebro. Estudos efetuados com esta técnica evidenciaram que a atividade elétrica cerebral no estado de vigília e a atividade elétrica no estado de sono, são bastante diferentes (Loomis et al., 1935) [3].

Vinte anos mais tarde verificou-se que, em certos momentos durante o sono, os olhos apresentavam movimentos específicos e, como consequência, o sono foi categorizado em “quieto” e “ativo”. O manual do sono original de 1968 desenvolvido por Rechtschaffen e Kales, vulgarmente conhecido como regras *R e K*, foi usado até 2007 [187].


O manual mais recente data de 2007 e foi publicado pela AASM (*American Academy of Sleep Medicine* - 2007) que define o sono em duas fases: sono REM (rapid eye movement), caracterizada por rápidos movimentos oculares com forte atividade

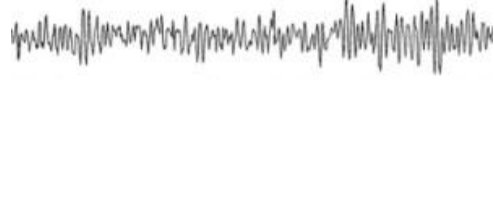
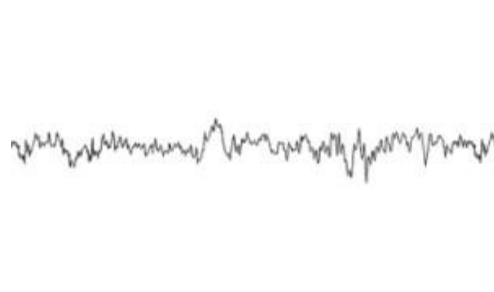
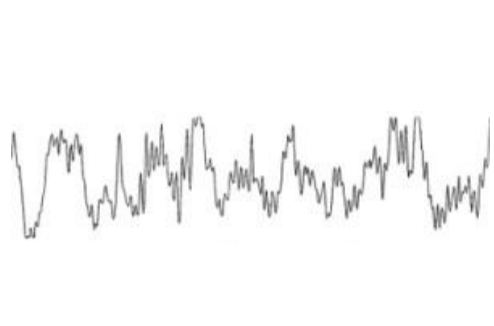
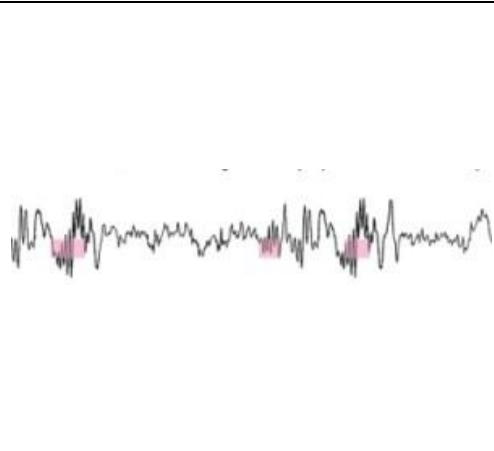
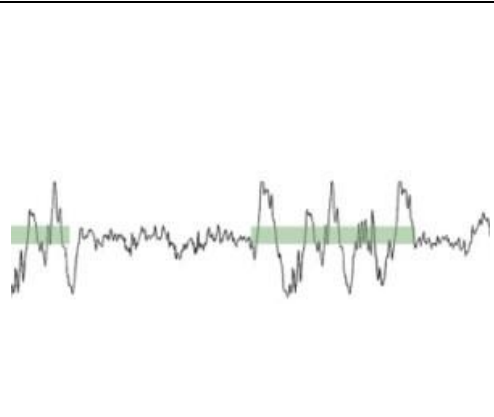
cerebral e a fase de sono não-REM (NREM), constituída por 3 fases consecutivas (N1,N2,N3), que indicam a profundidade do sono e que alternam entre si ao longo da noite. Esta convenção foi feita com o objetivo de uniformizar a classificação entre os diferentes laboratórios de estudo do sono [188].

A distinção das fases é feita a partir do Eletroencefalograma (EEG), durante a PSG, sendo classificadas pela transição de uma estrutura de ondas cerebrais, para outra. Tal estrutura é definida pela atividade eletroencefalográfica constituída pela presença de atividade cerebral específica, ondas e ritmos, atividade essa detetada por elétrodos colocados no paciente em locais pré-definidos [4].

A atividade do EEG foi dividida em quatro tipos de “bandas”, predominantemente, com base na frequência. Às bandas foram atribuídas letras gregas (alfa, beta, teta e delta) e a seguinte convenção é usada para definir estas bandas de frequências de EEG: a atividade beta tem uma frequência maior que 13 Hz; a atividade alfa situa-se entre 8 e 13 Hz; a atividade teta situa-se entre 4 e 8 Hz, a atividade delta é a atividade mais lenta, apresentando-se com menos de 4 Hz. Outra atividade do EEG é a atividade gama, que varia de 30 a 45 Hz. Os ritmos principais e outras ondas eletroencefalográficas relevantes para o sono podem ser vistas na tabela 2 [5].

Tabela 2 – Características das ondas cerebrais. Fonte: [8]

| FORMAS DE ONDAS ELETROENCEFALOGRÁFICAS | | |
|---|---|--|
| ATIVIDADE BETA | <ul style="list-style-type: none"> - Atividade beta é definido como uma forma de onda entre 14 e 30 Hz, mas geralmente está entre 18 e 25 Hz. - Regista-se nas regiões frontal e central, mas também pode ocorrer de forma mais difusa. - Está presente durante a vigília e a sonolência. - Pode ser mais persistente durante a sonolência, diminuir durante o sono mais profundo e ressurgir durante o sono REM. |  |
| ATIVIDADE ALFA | <ul style="list-style-type: none"> - O EEG alfa é de 8 a 13 Hz - Regista-se nas regiões parietal e occipital bilateralmente. - É visto durante o estado de repouso com os olhos | |

| | | |
|------------------------|--|--|
| | <p>fechados.</p> <ul style="list-style-type: none"> - A abertura dos olhos faz com que as ondas alfa diminuam de amplitude ou mesmo desapareçam. |  |
| ATIVIDADE THETA | <ul style="list-style-type: none"> - A atividade teta tem uma frequência de 4 a menos de 8 Hz. - Regista-se na região central do vértice (linha média). - É a frequência de sono EEG mais comum. |  |
| ATIVIDADE DELTA | <ul style="list-style-type: none"> - A atividade delta tem uma frequência de 0,5 a 2 Hz para fins de pontuação do sono. - É visto predominantemente na região frontal. - A atividade Delta possui um critério de amplitude de 75µV ou maior. |  |
| FUSOS DO SONO | <ul style="list-style-type: none"> - Fusos de sono são de 11 a 16 Hz. - Originam-se na região central do vértex. - Eles têm um critério de duração de pelo menos 0,5 segundo para fins de pontuação do estágio de sono. - Eles caracterizam o sono no estágio N2, mas podem ser vistos em outros estágios. |  |
| COMPLEXOS K | <ul style="list-style-type: none"> - São ondas agudas e lentas, com uma estrutura morfológica bifásica (deflexão negativa e positiva). - São predominantemente nas derivações centrais. - Têm duração de pelo menos 0,5 segundos. - São característicos do estágio de sono N2. |  |

Em polissonografia define-se uma época (epoch) como sendo uma página do registo que corresponde a 30 segundos. A cada época é atribuído um único estágio de sono. Normalmente o estágio atribuído é considerado aquele que ocupa maior porção da época em causa.

2.1.2.1 - Sono NREM

Normalmente, os primeiros minutos do registo polissonográfico consistem no estado de vigília (W). A vigília é registada quando mais de 50% do traçado do EEG tem atividade alfa. O EEG mostrará atividades beta e alfa, sendo que quando os olhos fecham predomina a atividade alfa.

O Sono inicia-se na fase N1 do sono NREM, caracterizada por um estado de sonolência. Neste período as ondas alfa que definem o estado de consciência relaxada desaparecem gradualmente e são substituídas por ondas e ritmos lentos, a atividade teta. Fisiologicamente, a respiração do paciente torna-se superficial, a frequência cardíaca torna-se regular, a pressão arterial cai, o paciente exibe pouco ou nenhum movimento corporal e desperta facilmente. A Figura 1 mostra a transição da vigília para a fase N1 do sono NREM.

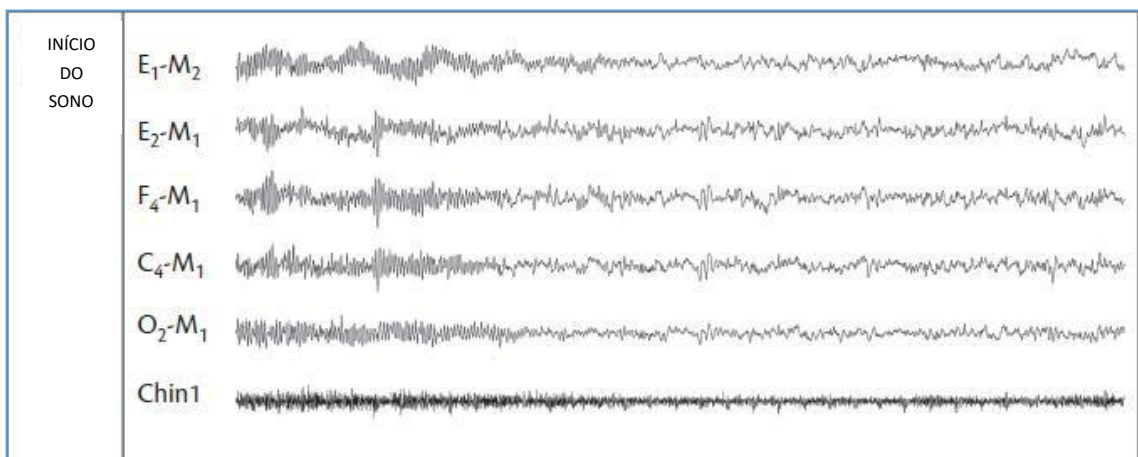


Figura 1 - Início do sono – transição da Vigília para a fase N1 do sono NREM. – Adaptado de [5]

Posteriormente, a transição da fase N1 para N2 é caracterizada pelo aparecimento de fusos do sono, e também de grafoelementos de alta voltagem com duração entre 0,5 e 2 segundos denominados complexos k. Nesta fase a atividade cerebral é constituída por frequências mistas. Se a atividade alfa do EEG persistir por menos de 50% do registo polissonográfico, então estamos perante o sono da fase N1. Se a primeira metade do

registro seguinte demonstrar as características da fase N2 (isto é, fusos de sono, complexos K, escassa atividade delta), então essa época é caracterizada como o sono do estágio N2. O estágio de sono N2 está associado a uma relativa diminuição das funções corporais, fisiológicas, pressão arterial, metabolismo cerebral, secreções gastrointestinais e diminuição da atividade cardíaca. O sono nesta fase é mais profundo, o que faz o paciente progressivamente mais difícil de despertar.

A fase N3 do sono NREM também pode ser denominada de sono profundo, sono de ondas lentas (SWS) ou sono delta. A American Academy of Sleep Medicine inclui na fase N3 as fases 3 e 4 anteriormente definidas por *R* e *K* e não faz distinção entre elas. O SWS é marcado por ondas lentas de alta amplitude. Já as fases N1 e N2 são chamadas de sono superficial.

Fisiologicamente, um paciente na fase N3 ou SWS tem alto grau de excitação. O SWS pode estar associado a sonhos difusos (20% dos sonhos), e muitas parassonias (terrores do sono, sonambulismo) que se costumam manifestar nesta fase. Durante a fase N3 os movimentos oculares podem cessar completamente e esta fase está frequentemente associada ao pico da secreção da hormona do crescimento. Se o paciente acordar do sono de ondas lentas, ele poderá parecer confuso ou desorientado. O paciente pode experimentar "inércia do sono" ou "embriaguez do sono", precisando de alguns minutos para funcionar normalmente. A duração da inércia do sono depende de privação de sono prévia e de medicamentos ativos no Sistema Nervoso Central. Na Figura 2 podemos observar a transição entre as fases N1, N2 e N3 do sono NREM.

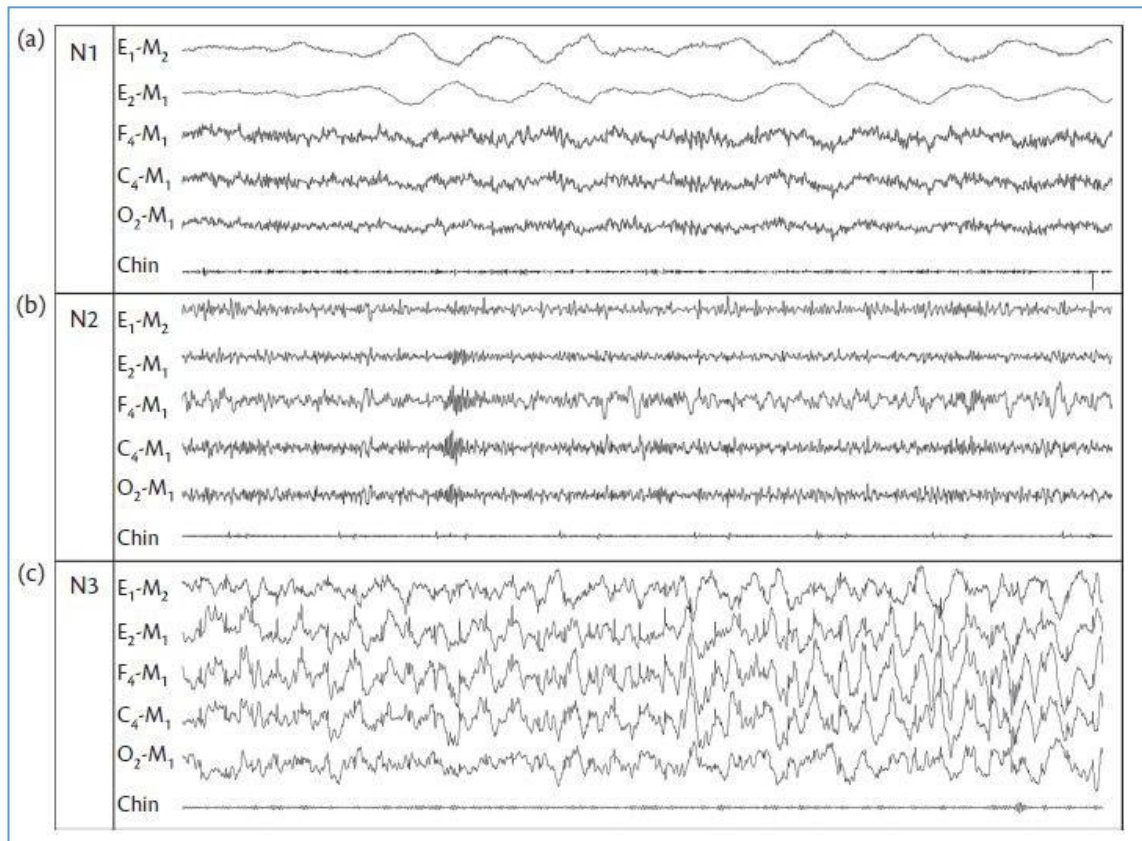


Figura 2 - Figura 1 - **Início do sono – transição da Vigília para a fase N1** do sono NREM. – Adaptado de [5]

2.1.2.2- Sono REM

O sono R ou REM também pode ser denominado sono paradoxal ou sono ativo. Nesta fase não são observadas subdivisões, porém pode-se observar dois tipos de sono: o fásico e o tônico [6,7]. O sono REM tônico apresenta atividades cerebrais rápidas, contínuas e de baixa voltagem que são semelhantes à fase de vigília, mas com limiar de despertar elevado. Já o sono REM fásico apresenta ondas cerebrais com alta voltagem que são responsáveis pelos movimentos oculares. A Figura 3 mostra as subdivisões do sono REM.

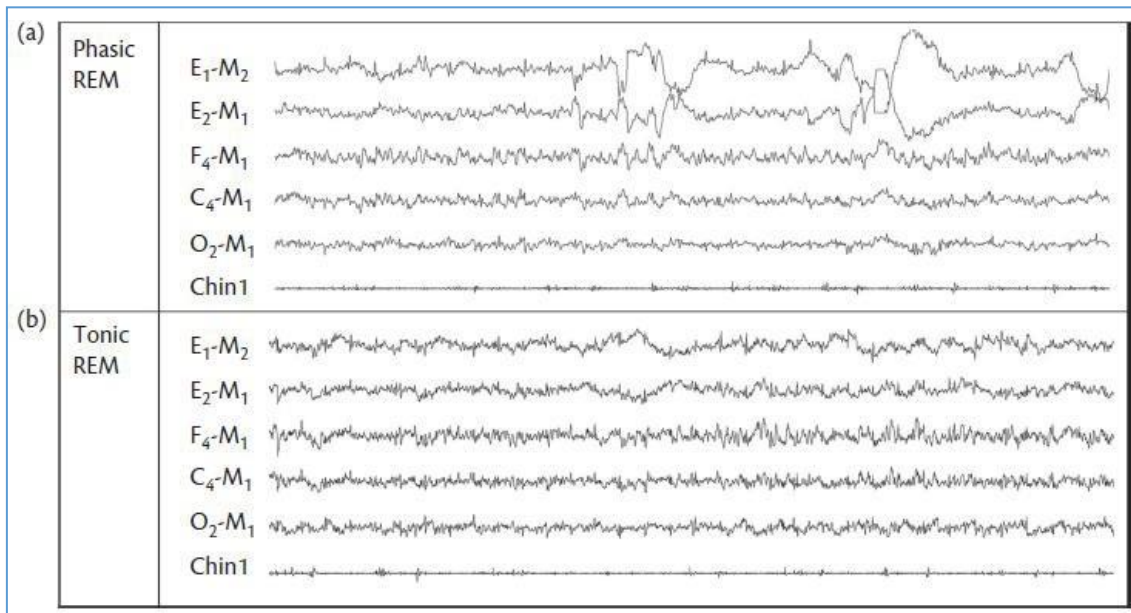


Figura 3 - Subdivisões do Sono REM. a) REM fásico e b) REM tônico. – Adotado de [5]

O sono REM, em adultos, ocorre tipicamente cerca de 90 a 120 minutos após o início do sono. O primeiro período REM é tipicamente breve, com períodos REM subsequentes tornando-se progressivamente mais longos e mais fortes. Tipicamente, ocupa de 20% a 25% do período principal de sono e é caracterizado pelo desaparecimento dos fusos e complexos K e pelo aparecimento de ondas com baixa amplitude, de frequência mista e algumas ondas alfa, geralmente 1 a 2 Hz mais lentas que a vigília [8].

As ondas cerebrais são pequenas e irregulares, com movimentos oculares rápidos, que são vistas nas derivações do EOG. Ao contrário do relaxamento progressivo observado durante os estágios de sono NREM N1, N2 e N3, a atividade fisiológica durante o sono REM é significativamente maior, a pressão arterial e a frequência cardíaca podem aumentar drasticamente ou podem apresentar flutuações intermitentes. A respiração torna-se irregular e o consumo de oxigênio no cérebro aumenta. O Tónus muscular é alto durante a vigília e o sono NREM diminuindo durante o sono REM que é caracterizado pela presença de ondas lentas.

Se os pacientes forem despertados nesta fase do sono, eles podem lembrar dos sonhos. Uma variedade de distúrbios do sono está fortemente associada ao sono REM, incluindo algumas parassonias (distúrbios comportamentais do sono REM, pesadelos REM) e apneia obstrutiva do sono, que pode ser mais acentuada durante esse período de sono [9].

Uma das possíveis causas relacionadas com a má qualidade do sono é a excessiva movimentação noturna, que poderá implicar um sono mais ligeiro durante a fase NREM e, conseqüentemente, originar perturbações durante a atividade diária do indivíduo. A presença de movimentos corporais durante o sono REM indica patologia do sono associada com esta fase (REM Sleep Disorders - Distúrbio comportamentais do sono REM) [2].

2.1.3 - Efeitos do Sono

Como referido anteriormente, o sono é um processo biológico essencial para a vida e a saúde e desempenha um papel crítico na função cerebral e na fisiologia sistêmica, incluindo o metabolismo, a regulação do apetite e o funcionamento dos sistemas imunológico, hormonal e cardiovascular. O sono normal e saudável é caracterizado por uma duração suficiente, boa qualidade e ausência de distúrbios do sono.

Os efeitos dos distúrbios do sono no corpo são numerosos e amplamente variados, de acordo com o *National Institute of Neurological Disorder and Stroke* (2014). A privação do sono origina fadiga, perturbações na capacidade de raciocínio, de gestão de stress, de moderar as emoções, na capacidade de concentração, tempo de reação e memória do indivíduo. A persistência desta situação pode ter um impacto muito grande ao nível da saúde originando ou favorecendo a evolução de outras patologias.

Apesar da importância do sono, cerca de 70 milhões de pessoas nos EUA e aproximadamente 45 milhões de pessoas na Europa têm um distúrbio crónico do sono que afeta o seu normal funcionamento diário e a sua saúde. Por exemplo, 20% das lesões graves que resultam de acidentes rodoviários podem estar associadas à sonolência do motorista, independente dos efeitos do álcool. O estilo de vida, fatores ambientais, problemas psicossociais e condições médicas são outras das razões que também contribuem para os problemas do sono.

Os distúrbios do sono, geralmente, manifestam-se através da incapacidade de obter a duração necessária ou a qualidade do sono (privação de sono), incapacidade de manter a continuidade do sono (perturbação do sono, também designada por fragmentação do sono) dificuldade de manter o sono, insónia e eventos que ocorrem durante o sono, como por exemplo, a apneia do sono ou o síndrome das pernas inquietas.

2.1.4 - Perspetiva Económica da Privação do Sono

As consequências de uma má qualidade do sono podem vir a ser um fator determinante para sérios problemas de saúde [10]. Estudos recentes da OECD (*Organization for Economic Cooperation and Development*, 2016) mostram que a privação do sono traz implicações sobre o comportamento, a rotina e a qualidade de vida das pessoas afetando não só a vida pessoal, mas também o desempenho em âmbito profissional [11,12]. Quando temos um repouso diário inferior a 7,5 a 9 horas por noite temos maior probabilidade de ocorrência de acidentes laborais e de automóvel.

Também se associa uma maior tendência para a obesidade uma vez que a privação do sono aumenta o apetite, maior risco de doenças cardíacas, desordens psiquiátricas, depressão, alcoolismo e diabetes e diminuição da capacidade do sistema imunitário. Assim, efeitos negativos de um sono insuficiente e/ou de má qualidade têm sido observados sobre a saúde, o bem-estar e a produtividade dos indivíduos, constatando que estas consequências acarretam graves problemas sociais e económicos a longo prazo.

Estudos realizados com o objetivo de analisar mais profundamente os impactos económicos do sono insuficiente têm vindo a ser desenvolvidos um pouco por todo o mundo [13]. Tais estudos visam aumentar a consciencialização da importância do descanso, quantificando de uma forma mais objectiva os custos económicos gerados pelo sono insuficiente, e, concomitantemente, permitir fazer recomendações e fornecer potenciais soluções que ajudam a minimizar este problema crescente.

Uma pesquisa realizada em 2014 pela *Britain's Healthiest Workplace* (BHW) mostrou que o sono entre outros fatores como saúde mental é um fator significativo associado a perda de produtividade entre os trabalhadores. A *RAND Corporation* utilizou dados de pesquisas da BHW referentes aos anos de 2015/2016 para cinco países da OECD para estudar a relação entre a duração do sono e a perda de produtividade no local de trabalho avaliada através do tempo de trabalho perdido devido ao absentismo. Estes dados encontram-se explicitados na figura 4.

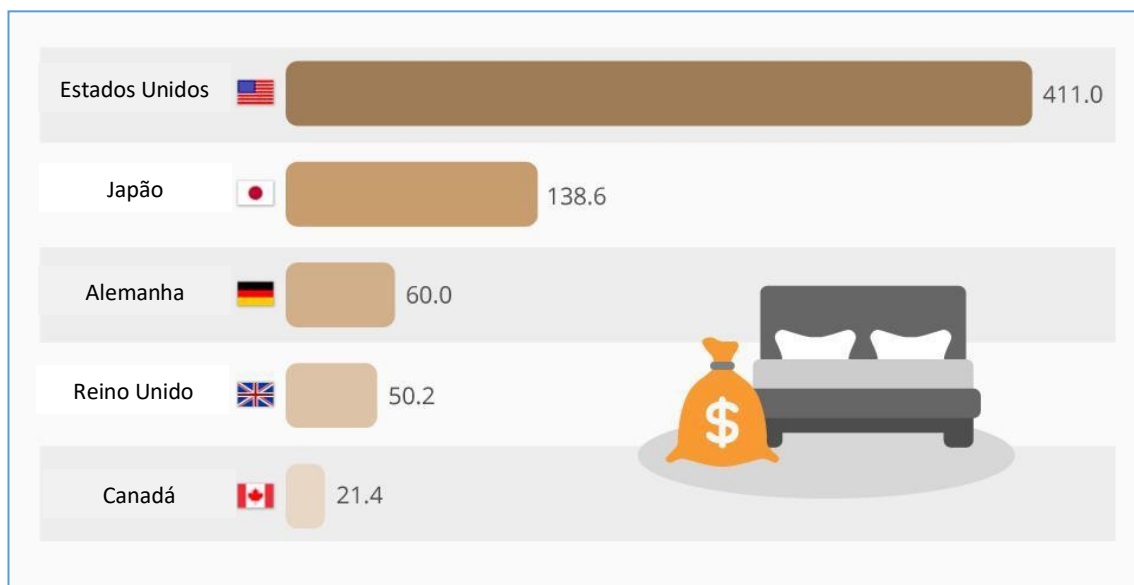


Figura 4 - Custos devido a privação do sono devido ao absentismo dos funcionários para cinco países da OCDE. Custo em bilhões de dólares americanos. Fonte: <https://www.statista.com/chart/7052/the-enormous-cost-of-sleep-deprivation/> acessado em 2017-05-21.

Como consequência da privação do sono, são desencadeados diversos problemas económicos e sociais onde os mais comuns, que se relacionam com os transtornos do sono são: o absentismo, a diminuição na qualidade e na produtividade do trabalho e o surgimento e agravamento de problemas de saúde.

Há um número crescente de investigações que estudam a relação entre privação de sono e produtividade, observando os efeitos negativos do sono insuficiente (Bolge et al., 2009). Dados de um estudo realizado em 2005 pela instituição Americana *National Health and Wellness Survey*, descobriram que a insónia estava associada a perdas na produtividade e baixo desempenho no trabalho. Da mesma forma, Kessler et al. (2012), trabalhando com dados recolhidos através da *American Insomnia Survey*, verificaram uma associação significativa entre insónia e as faltas constantes ao trabalho [189].

Para além de prejudicar o bom funcionamento físico e mental e comprometer e a qualidade de vida do indivíduo, os distúrbios do sono também comprometem a segurança pública devido ao elevado número de acidentes de trabalho e rodoviários. Tais acidentes geram um alto custo financeiro e muitas vezes a própria vida (Ferrara e Gennaro, 2001) [190].

Segundo um grupo de investigadores vinculados à *RAND Europe* as causas da privação do sono podem ser amplamente categorizadas em dois grupos parcialmente

sobrepostos: (1) distúrbios do sono, como insónia, apneia do sono ou narcolepsia; e (2) relacionado ao estilo de vida (por exemplo, horários de sono irregulares, stresse). Vários autores apontaram que, a privação de sono é frequentemente um produto de múltiplos fatores simultâneos. Causas comportamentais de privação de sono incluem vários tipos de escolhas individuais, como a decisão de uma pessoa de restringir o tempo de sono em busca de outras atividades ou o consumo de estimulantes próximos ao horário de dormir [191].

Compromissos de trabalho, como aqueles enfrentados por trabalhadores com turnos rotativos ou obrigados a frequentes viagens de negócios, aportam também um elevado impacto negativo no ciclo natural do sono. O mesmo se aplica ao stresse e às pressões de cumprimento de tarefas profissionais no local de trabalho, que podem afetar adversamente o sono. Também os horários e as obrigações escolares, podem contribuir para que as crianças e adolescentes não durmam o suficiente, contrariando as recomendações de que esses grupos etários devem dormir mais horas do que, por exemplo, os pais. Os hábitos de dormir e a higiene das pessoas, como atividades próximas do horário de dormir e o ambiente em que dormem, também podem desempenhar um papel na privação do sono. Outra grande causa de privação de sono são condições médicas e psicológicas. Infelizmente, em Portugal, não há estudos epidemiológicos sobre os danos que a privação do sono pode causar na população [191].

2.2 - Distúrbios do Sono

Segundo um estudo publicado pela revista *Sleep Council* em Março de 2010 cerca de 40% da população mundial tem algum tipo de problemas relacionados com o sono. Em Portugal os dados recolhidos indiciam que aproximadamente 30% da população sofre de insónia, tendo sido despendido cerca de 80 milhões de euros em medicamentos para problemas do sono. Este número revela uma tendência crescente justificando-se este aumento com base num estilo de vida caracterizado por stress excessivo. Os principais distúrbios do sono podem ser classificados em três grandes categorias: dissónias, parassónias e distúrbios associados com doenças médicas e psiquiátricas [2].

As dificuldades em dormir causam danos ao organismo tais como ansiedade, falha de memória, dores musculares, sonolência diurna excessiva, etc.. Estes danos podem acarretar em baixo rendimento intelectual, produtividade diminuída, acidentes de trabalho, e acidentes rodoviários.

Existem diversas patologias do sono que vão desde a insónia à apneia do sono que é considerada a mais grave dentre todas e que atinge cerca de 4% da população portuguesa com maior prevalência em indivíduos do sexo masculino. A insónia caracteriza-se por dificuldades para adormecer à noite e afeta até 30% das pessoas [192].

Estudos científicos internacionais comprovam que a apneia do sono tem crescido de forma significativa na população adulta, distribuídos em subgrupos de alto risco que aumentam com determinadas características, hábitos e patologias. Alguns fatores que aumentam a vulnerabilidade para o desenvolvimento da apneia do sono são: idade, sexo, obesidade, histórico familiar, menopausa e certos comportamentos tais como consumo de tabaco e bebidas alcoólicas. Os problemas mais frequentes causados pela privação do sono são: insónia, apneia do sono, hipersónia, síndrome das pernas inquietas e narcolepsia [193].

Estima-se que a prevalência de apneia do sono, que provoca uma redução do fluxo de ar para os pulmões durante o sono, tenha crescido substancialmente nas últimas décadas, alcançando, no contexto americano, até aproximadamente um quarto dos adultos entre os 30 e os 70 anos. (*American Academy of Sleep Medicine*, 2014).

Outros exemplos de condições relevantes potenciadores desse tipo de distúrbios incluem doenças de curto prazo, como amigdalite, gripe ou constipações, devido à sua capacidade de perturbar e fragmentar o sono. Além disso, o estresse psicossocial, assim como outros sintomas de distúrbios psicológicos, incluindo depressão e ansiedade, também contribuem para alterações na qualidade do sono.

COMO PODEREMOS MELHORAR A QUALIDADE DO SONO

Observando todas as complicações que decorrem da privação do sono é natural que nos questionemos como poderemos melhorar a qualidade do sono. Assim, de acordo com os diferentes especialistas envolvidos e com o levantamento bibliográfica efetuado e, tomando apenas em consideração o cidadão dito “normal”, isto é, sem qualquer patologia clínica que especificamente contribua para distúrbios do sono, de acordo com as recomendações emitidas pela AASM podemos atuar através de um conjunto de procedimentos de rotina, nomeadamente:

- Seguir uma rotina consistente para dormir;
- Estabelecer um ambiente relaxante na hora de dormir;
- Dormir as horas completas de sono durante a noite;
- Evitar alimentos ou bebidas que contenham cafeína, bem como, qualquer medicamento que contenha estimulantes, antes de dormir;
- Não ir para a cama com fome, mas também não comer uma grande refeição antes de dormir;
- Evitar qualquer exercício rigoroso no prazo de seis horas da hora de dormir;
- Manter o quarto escuro e com uma temperatura agradável;
- Levantar-se a mesma hora todas as manhãs.

Esta instituição sugere ainda uma monitorização do sono como contributo para um pré-diagnóstico precoce de eventuais patologias relacionadas com a qualidade do sono. Aquelas pessoas que têm um problema de sono devem consultar de imediato o seu médico ou um especialista em sono para detetar e tratar o distúrbio, pois o tratamento pode causar uma melhora significativa na sua qualidade de vida.

Necessidades específicas de estudo do sono em doentes com dificuldades em deslocar-se ao hospital

Para muitas condições clínicas [14,15,16,17,18] (doenças metabólicas, doenças neurológicas, doenças pneumológicas) a monitorização da duração e da qualidade do sono é um requisito muito importante. A avaliação do sono destes doentes é feita em ambiente hospitalar, em centros de estudo do sono e pressupõe a utilização de tecnologia sofisticada, o que limita de várias formas o número de doentes avaliados (pelo número reduzido de instalações e equipamento disponível). A avaliação do sono em ambiente hospitalar, por outro lado, limita a avaliação do doente em si, dadas as limitações que um ambiente estranho apresenta ao sono normal [19,20].

Dado que a solução proposta neste trabalho é fundamentada na avaliação remota dos movimentos noturnos através de um têxtil inteligente, em pacientes submetidos a registo polissonográfico, parece-nos constituir uma contribuição totalmente inovadora que, segundo os dados atualmente disponíveis, ainda não se encontra descrita na literatura científica.

2.3 – Principais Métodos Para o Estudo do Sono

O sono é um estado fisiológico no qual fatores externos como barulhos, temperatura ambiente, humidade ou luz são percebidos pelo indivíduo e podem perturbá-lo. Paralelamente, também fatores intrínsecos como a idade, sexo, preexistência de patologias etc., concorrem para modelar o sono e sua qualidade. Alterações à normalidade nestes fatores podem ocasionar perturbações do sono. A fim de permitir descrever o sono e avaliar potenciais distúrbios e/ou doenças do sono, existem vários indicadores que podem ser utilizados, nomeadamente:

1. Latência do sono;
2. Número e duração dos despertares noturnos;
3. Tempo total de sono;
4. Alterações na quantidade e no ritmo dos estádios do sono;
5. Avaliação do sono REM associado a modificações das funções autónomas (frequência cardíaca, pressão arterial; vasoconstrição e frequência respiratória);
6. Disrupções repetidas do sono por mais de uma semana;
7. Posição de repouso noturno (Oksenberg e Silverberg, 2006 [194]; Lee et al., 2009 [195])

Os distúrbios do sono podem ser avaliados por diferentes métodos nos quais podemos destacar quatro tipos: os questionários, diários do sono ou auto-registos, actigrafia, polissonografia e, recentemente, tecnologia assistiva (p-Health). Destes, o que mais se destaca é a polissonografia que é o teste diagnóstico por excelência de grande número de problemas do sono. Estes métodos clássicos baseiam-se fundamentalmente na avaliação da qualidade do sono através da conjugação de várias abordagens.

2.3.1 – Questionários

Tipos diferentes de questionários podem servir como auxílio no diagnóstico clínico de indivíduos com sintomas de distúrbio do sono, na monitorização de tratamentos estabelecidos, em estudos epidemiológicos ou em investigação clínica. Estes instrumentos de recolha de dados são, na sua maioria, internacionais e somente alguns deles se encontram validados para a língua Portuguesa, podendo assim evitar

interpretações subjetivas e erros de interpretação, tendo em vista que os aspectos culturais influenciam na especificidade e sensibilidade destes meios.

Neste contexto, se devidamente adaptados à população em estudo, podem contribuir para efetuar o prognóstico e estimar a severidade dos distúrbios do sono, servindo como complemento dos testes diagnósticos objetivos.

Existem vários questionários que são utilizados na avaliação do sono quanto à qualidade geral, distúrbios respiratórios, sonolência diurna e avaliação do ritmo vigília- sono. Dentre estes questionários vale a pena destacar a escala de qualidade do sono de Pittsburgh (*Pittsburgh Sleep Quality Index*) que avalia a qualidade do sono no último mês, fornecendo um índice subjetivo de gravidade e natureza do distúrbio do sono, se presente.

2.3.1.1 – Índice de Pittsburgh

Para a avaliação subjetiva da qualidade do sono optou-se pelo questionário padronizado de Pittsburgh [21]. Este instrumento tem como finalidade calcular um índice [22] que caracteriza a qualidade do sono do indivíduo e é composto de 19 itens dos quais originam 7 componentes com pontuações que variam de 0 a 3. Tais componentes são:

- Componente 1 → Qualidade subjetiva do sono;
- Componente 2 → Latência do sono;
- Componente 3 → Duração do sono;
- Componente 4 → Eficiência habitual do sono;
- Componente 5 → Distúrbios do sono;
- Componente 6 → Uso de medicamentos para dormir;
- Componente 7 → Disfunção durante o dia.

A soma das pontuações das 7 componentes gera o Índice da Qualidade do Sono de Pittsburgh (IQSP) que varia de 0 a 21. Pontuações entre 0 e 4 sugerem boa qualidade do sono, entre 5 a 10 sugerem uma má qualidade e, acima de 10, sugerem distúrbio do sono.

A figura 5 ilustra o modelo de um questionário validado para a medição da qualidade subjetiva do sono através do índice de Pittsburgh.

QUESTIONÁRIO PARA MEDIÇÃO DA QUALIDADE SUBJETIVA DO SONO DE PITTSBURGH

I. Nome _____ Idade _____ Data _____

QUESTÕES

1. HORA DE DEITAR? _____
2. QUANTO TEMPO LEVOU PARA ADORMECER? _____
3. HORA DE ACORDAR? _____
4. EM MÉDIA QUANTAS HORAS DE SONO DORME POR NOITE? _____
5. QUANTAS VEZES POR SEMANA SENTIU DIFICULDADES EM DORMIR PORQUE:
 - 5.1. Demorou mais que 30 minutos para dormir: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.2. Acordou no meio da noite: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.3. Levantou-se para ir ao banheiro: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.4. Não conseguiu respirar confortavelmente: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.5. Tossiu ou ressonou forte: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.6. Sentiu muito frio: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.7. Sentiu muito calor: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.8. Teve sonhos ruins: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.9. Teve dores: (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
 - 5.10. Outra razão. Qual? _____ (1) Nenhuma (2) 1 ou 2 (3) 3 ou mais
6. COMO CLASSIFICA A QUALIDADE DO SEU SONO NO ÚLTIMO MÊS?
(1) Muito boa (2) Boa (3) Moderada (4) Ruim (5) Muito ruim
7. QUANTAS VEZES TOMOU MEDICAMENTO PARA DORMIR NO ÚLTIMO MÊS?
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
8. QUANTAS VEZES NO MÊS TEVE DIFICULDADE EM MANTER-SE ACORDADO AO REALIZAR ALGUMA TAREFA?
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
9. DURANTE O ÚLTIMO MÊS TEVE DIFICULDADE EM MANTER O ÂNIMO PARA REALIZAR SUAS TAREFAS?
(1) Nenhuma dif. (2) Leve dif. (3) Dif. moderada (4) Grande dif.
10. POSSUI PARCEIRO DE QUARTO? (1) Sim (2) Não
SE SIM.
 - 10.1. QUANTAS VEZES RECLAMOU DE RESSONOU FORTE NO ÚLTIMO MÊS
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
 - 10.2. FALOU SOBRE PARADAS EM SUA RESPIRAÇÃO ENQUANTO DORMIA
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
 - 10.3. FALOU SOBRE OCORRÊNCIA DE MOVIMENTOS EM SUAS PERNAS DURANTE O SONO
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
 - 10.4. FALOU SOBRE EPSÓDIOS DE DESORIENTAÇÃO OU CONFUSÃO DURANTE O SEU SONO
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias
 - 10.5. OUTRA RECLAMAÇÃO. QUAL? _____
(1) Nenhuma (2) 1 ou 2 vezes por semana (3) 3 ou mais vezes por semana (4) Todos os dias

Figura 5 - Questionário de Pittsburgh – Fonte: [22]

2.3.1.2 - Escala de ansiedade de Hamilton

Tendo em consideração que indivíduos ansiosos apresentam grande dificuldade em relaxar, bem como, os resultados de alguns estudos internacionais que relacionam a qualidade do sono e a ansiedade, conclui-se que esta está intimamente relacionada e influencia/potencia o aparecimento distúrbios do sono. Assim, este aspecto também deve ser levado em consideração no estudo da qualidade do sono dos pacientes [193, 194].

Para a avaliação é utilizada a Escala de Avaliação da Ansiedade de Hamilton [23]. A avaliação da ansiedade por esta escala de Hamilton é feita a partir do preenchimento de um questionário que investiga os sintomas psíquicos e somáticos do indivíduo. O questionário utilizado para avaliação da ansiedade e a tabela com as pontuações e seus respectivos níveis de ansiedade encontram-se discriminados na figura 6.

ESCALA DE AVALIAÇÃO DA ANSIEDADE DE HAMILTON

I. SINTOMAS PSIQUICOS (RELACIONADOS AO HUMOR ANSIOSO)

EM PERÍODOS DE ANSIEDADE

1. QUAL A INTENSIDADE DE SEU ESTADO ANSIOSO (Preocupação, mal presentimento, angústia)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
2. QUAL A INTENSIDADE DE TENSÃO EMOCIONAL (STRESS) ?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
3. QUAL A INTENSIDADE DE MEDO (Escuro, pessoas, animais, de está sozinho, de multidões)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grave (4) Muito grande
4. QUAL A INTENSIDADE DE INSÔNIA (Dificuldades em adormecer, fadiga ao despertar, pesadelos, sono insuficiente)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
5. QUAL A INTENSIDADE DOS SINTOMAS INTELECTUAIS (Dificuldade de concentração, memória fraca).
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
6. QUAL A INTENSIDADE DE SINTOMAS DE DEPRESSÃO (Perda de interesse, falta de prazer de viver, oscilações de humor)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
7. QUAL A INTENSIDADE DE TENSÃO MUSCULAR (Dores, mal-estar, rigidez muscular, voz trêmula)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
8. QUAL A INTENSIDADE DAS SENSACIONES EMOCIONAIS (Sensações de desmaio, irritação, tremedeiras).
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande

II. SINTOMAS SOMÁTICOS (FÍSICOS - RELACIONADOS A REAÇÃO DO CORPO A ANSIEDADE)

EM PERÍODOS DE ANSIEDADE

9. QUAL A INTENSIDADE DOS SINTOMAS CARDIOVASCULARES (Taquicardia, dor no peito, vertigens)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
10. QUAL A INTENSIDADE DOS SINTOMAS RESPIRATÓRIOS (Falta de ar, sensação de sufocamento)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
11. QUAL A INTENSIDADE DOS SINTOMAS GASTROINTESTINAIS (Dor abdominal, gases, azia, náuseas)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderado (3) Grave (4) Muito grande
12. QUAL A INTENSIDADE DOS SINTOMAS URINÁRIO (Aumento de idas a casa de banho, urgência)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
13. QUAL A INTENSIDADE DE SINTOMAS AUTONÔMICOS (Boca seca, palidez, suor, dor de cabeça)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande
14. QUAL A INTENSIDADE DURANTE A ENTREVISTA (Inquietação, tremor, respiração rápida, engolir seco)?
(0) Nenhuma (1) Leve (2) Moderada (3) Grande (4) Muito grande

Níveis de ansiedades medidos através da escala de Hamilton

| | |
|------------|--------------------|
| 0 a 13 | Ansiedade normal |
| 14 a 17 | Ansiedade leve |
| 18 a 24 | Ansiedade moderada |
| 25 ou mais | Ansiedade severa |

Figura 6- Escala de avaliação da ansiedade de Hamilton. Fonte: [23]

2.3.2 - Diários de Sono ou Auto-Registos

Os diários do sono consistem num conjunto padrão de perguntas, que os pacientes têm que responder com o objetivo de registar seus próprios sintomas ao longo de vários dias ou semanas [24]. Esses registos são geralmente feitos quando utilizam os seus actígrafos. Inicialmente, o registo das respostas era feito em papel, como se observa na Figura 7 mas, recentemente, os diários começaram a ser registados em dispositivos eletrónicos e, alguns casos, com aplicações específicas e de uma forma automatizada.

| | deitar | levantar | tempo para adormecer | quantas vezes acordou | ao acordar de manhã sentiu-se... | o sono foi perturbado por... (anote factores que o tenham perturbado: risonar, dores, frio, ida ao wc, etc...) | consumiu | que actividades fez 1 hora antes de se deitar (ex. trabalhar, ver tv, ginástica, etc...) |
|----------|----------|----------|----------------------|-----------------------|--|--|--|--|
| 2ª feira | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| 3ª feira | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| 4ª feira | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| 5ª feira | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| 6ª feira | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| sábado | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |
| domingo | __h__min | __h__min | __min | __vezes | <input type="radio"/> repousado <input type="radio"/> algo cansado <input type="radio"/> muito cansado | | <input type="checkbox"/> bebidas com cafeína 8 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> bebidas alcoólicas 2/3 horas antes de deitar <input type="checkbox"/> refeição pesada 2/3 horas antes de deitar Medicamentos, Quim... | |

Figura 7 – Exemplo de uma folha de anotação para relato do sono/Diário do sono.

Fonte: http://www.deco.proteste.pt/20060320/diario-do-sono-Attach_s413391.pdf, acedido em 2014-12-06

2.3.3 – Actígrafos e Actigrafia

Actígrafos

Os actígrafos são sistemas computadorizados, pequenos e leves, baseados em acelerómetros. Tipicamente, são utilizados ao nível da cintura, pulso e tornozelo. Eles permitem obter de uma forma expedita o valor do movimento em uma, duas ou três direções, num período de tempo pré-estabelecido, normalmente, a cada 15, 30 ou 60s, de uma forma continuada no tempo (24h/dia) e durante tantos dias quanto a disponibilidade de memória do instrumento o permita [25,26,27].

As unidades de medida não são padronizadas e dependem do seu fabricante, apesar do facto de todos eles integrarem um acelerómetro para a medição do movimento ou da atividade.

A tabela 3 dá-nos alguma informação acerca dos fabricantes e dos modelos de actígrafos comercialmente disponíveis:

Tabela 3 – Modelos comerciais de actígrafos – Fonte:[28]

| COMPANHIA | MODELO |
|--------------------------------|---|
| Actigraph LLC | Série GT1M ActiTrainer |
| Ambulatory Monitoring, Inc. | Motion Logger |
| Body Media, Inc. | SenseWear BMS |
| Cambridge Neurotechnology, Ltd | ActiTrac DigiTrac Série BioTrainer BedMate SleepCheck |
| Mini Mitter | Actiwatch |
| New LifeStyle | Pedometers |
| PAL Technologies, Ltd | Cellphone actigraphy - ActivePAL |
| Philips | Active Monitor |
| Polar | Polar AW200 |
| Stayhealthy | RT3 |

Normalmente, os actígrafos medem o nível de actividade 10 vezes por segundo e, alguns modelos contêm um conversor analógico-digital que divide a força g em submúltiplos enquanto outros optam por integrar a área debaixo da curva criada pela variação da voltagem ao longo do tempo.

A utilização deste tipo de dispositivo sensorial deve ter em linha de conta as seguintes considerações: Localização do sensor; fiabilidade; repetibilidade clínica e a validade.

1 – Localização do sensor – A colocação destes dispositivos em várias localizações do corpo humano permite informação acerca dessa zona e, somente, dessa zona. Por exemplo, se o sujeito de estudo se encontra a correr move todas as partes do corpo

enquanto que sentado a ler, eventualmente, imobiliza a cintura e as pernas, mas não os braços e as mãos. Assim, o investigador deve pensar cuidadosamente nas zonas que pretende estudar de forma a extrair a informação que mais lhe interessa. Nos modelos comerciais normais todos os algoritmos relativos à avaliação dos padrões de sono assumem que os dados são do pulso.

2 – Fiabilidade do sensor – Aquando da calibração, o conceito de fiabilidade requer que o mesmo fenómeno seja medido pelo menos duas vezes de forma a verificar se os dados obtidos são determinantes. A fonte de movimento utilizada para avaliar este parâmetro deve variar o mínimo possível.

3 – Repetibilidade clínica – É de extrema importância saber a variabilidade associada a determinado fenómeno em estudo. Assim, é importante para os investigadores medirem repetidamente um mesmo fenómeno de forma a poderem comparar os dados entre si. Dados agregados de múltiplas leituras são muito mais fiáveis e realísticos comparativamente a medições menos numerosas. Concretamente, medições ao segundo são mais rigorosas que medições ao minuto e estas, por sua vez, são mais rigorosas do que medições horárias etc.

4 – Validade da medição – Estes dispositivos estão concebidos para funcionarem em determinadas condições físicas. Assim, é imperativo verificar, aquando da seleção do actígrafo, se este se adequa ao fim em vista.

Actigrafia

A actigrafia consiste numa técnica de avaliação do estado de sono-vigília através de um actígrafo que permite a monitorização dos movimentos durante 24 horas [29]. O dispositivo tem um acelerómetro triaxial que regista a magnitude da aceleração medida por ele. Os registos são digitalizados podendo a informação ser transferida para um computador.

Adicionalmente, existem modelos comercialmente disponíveis de actígrafos, que podem ser usados no ambiente natural dependendo da patologia estudada e, apesar de não substituir a avaliação conduzida em meio hospitalar, é um exame mais simples, barato e menos intrusivo que o da polissonografia [30].

O seu nível de confiabilidade, quando comparando com a polissonografia [31,32] em algumas patologias, é de 80 a 90% sendo ideal para indivíduos que tem aversão a ambiente hospitalar como por exemplo crianças pequenas, idosos e pacientes com patologias mentais.

A actigrafia consiste num método menos invasivo de monitorização do padrão de sono dos pacientes, porém como detecta apenas movimentos, se o paciente se mantiver em repouso, este não vai apresentar registos de movimento, mas pode não estar a dormir. Neste contexto, convém utilizá-la em conjunto outra técnica.



Figura 8 – Visualização de um actígrafo comercial. Fonte: Solo Stocks

Este método só permite avaliar os movimentos de um braço/perna, embora sistemas mais recentes já possuam dois canais e, conseqüentemente, permitam avaliar mais do que um membro. Contudo, não é possível obter uma informação completa e detalhada da movimentação das outras áreas anatómicas.

Utiliza-se a actigrafia em conjunto com a polissonografia (PSG) mas ambos os processos, PSG e actigrafia, dão uma informação escassa e pouco aprofundada acerca dos movimentos realizados pelo corpo na sua totalidade, o que é um fator limitativo, particularmente importante em casos de pacientes com doenças neurodegenerativas, com especial enfoque nas suas fases mais avançadas, onde os pacientes demonstram uma considerável limitação de movimentos.

Alem disso, tanto a PSG como a actigrafia, envolvem a colocação de elementos externos de fixação que ou inibem ou restringem a liberdade natural de movimentação do indivíduo [33].

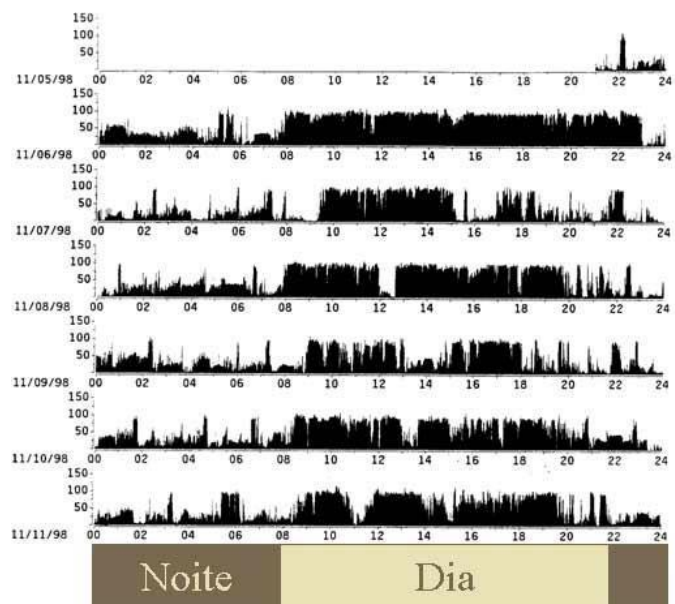


Figura 9 – Registro de ritmo circadiano a partir de actígrafo. Fonte: Centro do Sono.

Assim, em conclusão, a actigrafia fornece um método complementar à PSG para o estudo dos padrões do sono com base no registo da atividade motora [34,35]. A Academia Americana da Medicina do Sono alterou os seus parâmetros de utilização da actigrafia para o uso desta técnica como método complementar de estudo do sono (Morgenthaler et al., 2007), sendo que os parâmetros mais atuais de referência estão disponíveis no seu sítio da internet (<http://www.aasmnet.org/PracticeParameters.aspx?cid=-1>).

2.3.4 - Polissonografia

A polissonografia clínica é o termo usado para definir um registo poligráfico contínuo constituído por múltiplos canais de várias funções fisiológicas durante um extenso período de sono. Vários guias práticos para a definição de polissonografia clínica são reconhecidos por entidades especializadas como por exemplo: European Sleep Research Society, American Thoracic Society; American Academy of Neurology; American Electroencephalographic Society; American Association of Respiratory Care; Association of Polysomnographic Technologists; American Sleep Disorders Association [36].

Vários padrões foram definidos para estabelecer o conjunto de variáveis a registar para cada diagnóstico específico. A definição do padrão tem por objectivo o correto uso desta técnica, e a tentativa de determinação de medidas válidas de aferição de distúrbios de sono, bem como o estabelecimento da fiabilidade dos diferentes métodos de diagnóstico.

CONSTITUIÇÃO TÍPICA DE UM SISTEMA DE POLISSONOGRAFIA

Chama-se de polissonografia ao registo gráfico simultâneo dos parâmetros electrofisiológicos do sono. Os sinais são registados por meio digital ao longo de uma noite de sono que será analisado pelo clínico. A classificação em estádios é feita para cada época do traçado.

De acordo com [36] a constituição típica de um sistema padrão de polissonografia digital compreende:

- 4 Canais de EEG para deteção das atividades básicas e classificação dos estádios de sono;
- 1 Canal de EOG para deteção dos movimentos oculares no sono. Por vezes são usados dois canais de electrooculografia: EOG direito e esquerdo, permitindo uma melhor apreciação dos movimentos oculares;
- 3 Canais de EMG para deteção do tónus e de movimentos musculares;
- 2 Canais de respiração: fluxo nasal e oral;
- 2 canais (de movimento respiratório – torácico e diafragmático) para deteção de quebras de respiração (apneias);
- 1 Canal de ECG;
- 1 Canal para registo da saturação de oxigénio obtido com um oxímetro digital;
- 1 Canal para a posição corporal;
- 1 canal de deteção do ressonar.



Figura 10 - Visualização do equipamento e instalações de um sistema típico de PSG – Fonte: Dados do trabalho de campo na ULS da Guarda, (2012)

Este exame consiste na aquisição de múltiplos sinais biométricos, ou seja, é o estudo simultâneo de várias variáveis fisiológicas. A montagem polissonográfica possibilita o registo em polígrafo do eletroencefalograma (EEG), do eletrooculograma (EOG), da eletromiografia (EMG) do mento e membros, das medidas do fluxo oronasal, do movimento torácico-abdominal, do eletrocardiograma (ECG) e da oximetria de pulso. Este método é normalmente usado durante uma única noite, é muito confiável para estimar os estágios do sono, e dependendo do tipo de investigação ou patologia pode ser realizado no hospital ou no domicílio.

Eletroencefalograma (EEG): o eletroencefalograma é o registo das atividades cerebrais, este registo é de grande importância para a deteção de várias patologias que variam desde distúrbios do sono a doenças cerebrais mais graves como a epilepsia. Assim o eletroencefalograma é de grande utilidade no diagnóstico de doenças neurológicas.

Eletromiograma (EMG): mede a atividade muscular mentoniana (tónus) e dos membros inferiores (ou superiores). O EMG mentoniano é importante para determinar em que fase do sono o paciente se encontra e o EMG das pernas é utilizado no diagnóstico da síndrome de pernas inquietas.

Electrooculograma (EOG): regista os movimentos dos olhos a partir de eléctrodos colocados nos cantos exterior aos olhos. Esses eléctrodos medem a diferença de

potencial entre a retina e córnea. As suas oscilações são importantes na identificação da sonolência e do sono REM.

Eletrocardiograma (ECG): é a medida da atividade elétrica do coração que pode ser medida durante a polissonografia para a análise da frequência cardíaca.

Movimento torácico-abdominal: medido através de cintas postas no tórax e abdômen, as cintas possuem um extensômetro capazes de medir as mudanças de dimensões torácicas e abdominais e conseqüentemente a análise dos esforços inspiratórios.

Posição do corpo do paciente: indica a posição do paciente enquanto dorme que pode ser dorsal, ventral, lado esquerdo e lado direito. As posições são verificadas por um sensor posto na região logo abaixo do peito.

Para analisar a ventilação é utilizada a **oximetria, termistor e pressão nasal**, que contribuem para a análise de eventos tais como apneia. A oximetria é medida por meio de um oxímetro de pulso que possui uma pinça que é posta no dedo do paciente com o objetivo de medir a saturação do oxigênio. Para a avaliação da pressão nasal é utilizada uma cânula nasal e a avaliação do fluxo oronasal é efetuado com um termistor na região da boca e nariz.

Tabela 4 - Configurações de filtro e sensibilidade para estudo polissonográfico. Fonte: [37]

| Características | Alta-frequência Filtro (Hz) | Tempo constante (seg.) | Baixa-frequência Filtro (Hz) | Sensibilidade |
|-----------------------|-----------------------------|------------------------|------------------------------|-------------------------------|
| Eletroencefalograma | 70 ou 35 | 0,4 | 0,3 | 5-7 |
| Eletrooculograma | 70 ou 35 | 0,4 | 0,3 | 5-7 |
| Eletromiograma | 90 | 0,04 | 5,0 | 2-3 |
| Eletrocardiograma | 15 | 0,12 | 1,0 | 1 mV/cm para iniciar; ajustar |
| Fluxo de ar e esforço | 15 | 1 | 0,1 | 5-7 μ V/mm; ajustar |

2.3.5 – Tecnologia Assistiva – Saúde Personalizada ou *p-Health*

Nos últimos vinte anos têm vindo a ser desenvolvidos e apresentados um conjunto de soluções tecnológicas fortemente baseadas na eletrónica, na ótica e nas ciências da computação para auxiliar de uma forma automática, relativamente discreta, autónoma, eventualmente remota e no próprio meio ambiente do indivíduo o registo e acompanhamento do sono e da qualidade do sono dos seus utilizadores [38,39,40,41,42].

Este tipo de inovações utiliza prioritariamente os materiais têxteis que rodeiam o indivíduo, particularmente, colchões, lençóis e almofadas para monitorizar os movimentos durante o período de repouso noturno. Sistemas têxteis capazes de mapear a pressão já se encontram comercializados desde a primeira década do séc. XXI como por exemplo o sistema Alphamat da empresa Alphafit (Lilienfeld-Toal e Asfour, 2007) o XSensor (XSensor, 2012) e os mais recentes SensorEdge (SensorEdge, 2014) e Vista Medical (Vista Medical, 2014).

Contudo, estes sistemas estão mais vocacionados para promoção da ergonomia, conforto e, sobretudo, profilaxia das úlceras de pressão através do estudo das mudanças de posição e tempo de permanência em determinada postura.

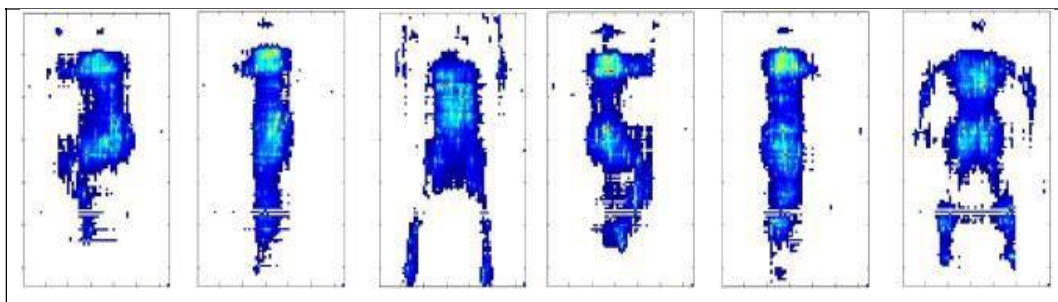


Figura 11 – Mapas de pressão para diferentes posturas anatómicas. Fonte: [51]

As primeiras tentativas de análise cinesiológica e biomecânica de posturas recorre a técnicas de análise de imagem [43]. Sacco et al. em 2003 desenvolveram um método baseado em fotografia digital. Era uma proposta muito abrangente e primariamente focada na determinação da postura em situações da vida diária.

Posteriormente, utilizaram-se vídeocâmeras [44] e microfones para de uma forma completamente automática, determinar a posição durante o repouso noturno (Nakajima et., 2001). Contudo, questões ligadas à variação de iluminação ou ainda o tapamento do indivíduo pela roupa de cama constituíram obstáculos que tornaram este método complexo e pouco rigoroso.

Mais recentemente numa segunda abordagem dentro desta linha de investigação usaram-se câmaras de infravermelhos [45,46]. Esta técnica propiciava melhores resultados, mas, ainda assim, obtinham-se imagens não-uniformes e, por consequência, os resultados eram ainda pouco rigorosos. Adicionalmente, o registo videográfico levantava questões de privacidade.

Mais tarde desenvolveram-se sistemas para determinar os padrões do sono recorrendo a sensores inerciais incluindo acelerómetros, giroscópios e magnetómetros. Sadeh e Acebo (2002) ligaram vários acelerómetros triaxiais aos membros a fim de monitorizar os seus padrões de sono via actigrafia [47,48,49].

Outra proposta da mesma equipa de investigação, ainda que com a mesma tecnologia de actigrafia, utilizava já um dispositivo - tipo relógio – aplicado no pulso que estava equipado com um acelerómetro. Esta solução mede a atividade do indivíduo e regista como períodos de repouso os períodos de baixa atividade [50].

Em 2003 Mack et al. apresentaram um sistema, designado por NAPS, que era constituído por um acolchoado sensorizado, que incluía sensores de vibração, e que permitia obter dados multidimensionais como a temperatura do corpo, a frequência cardíaca, a frequência respiratória e um mapa posicional do corpo. Posteriormente, substituíram os sensores de vibração por acelerómetros.

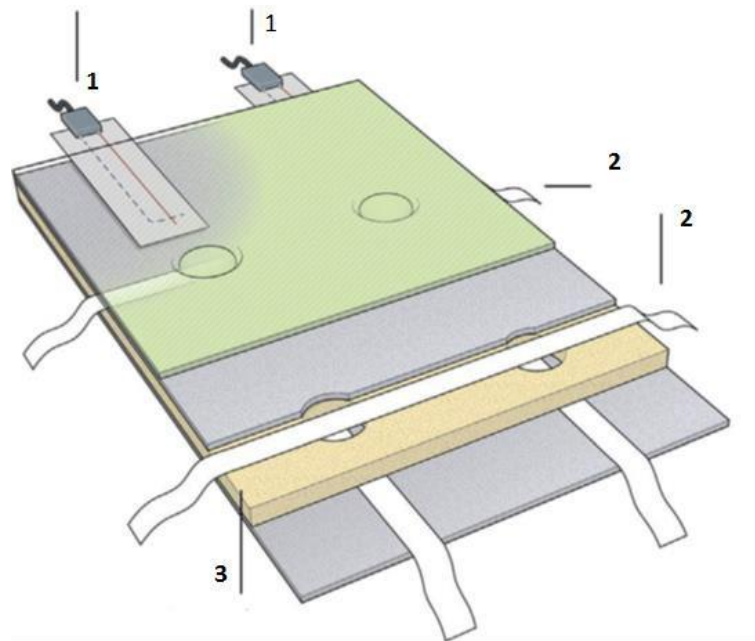
Alternativamente outros autores recorreram a sensores de pressão embebidos no colchão. Liu et Al. (2013) desenvolveram um protótipo de um sistema de análise de postura através da análise de imagens geradas por um mapa de pressão [51].



Figura 12 - Protótipo de colchão piezoresistivo. Fonte: [51]

O projeto All4Rest (2011) foi um projeto europeu financiado que se focou na melhoria do conforto tátil e térmico nos sistemas de repouso de forma a promover um sono mais restaurador.

Neste projeto sensores têxteis foram embebidos num colchão a fim de monitorizar a qualidade do sono através da medição dos movimentos do corpo e da temperatura ambiente. Assim, por forma a obter o melhor sinal os sensores de pressão e de temperatura foram incorporados na camada superficial do colchão e a camada de separação, de espuma, acomodou as faixas eletrocondutoras e os contactos on/off para a deteção da pressão. A figura 13 procura ilustrar esta solução.



LEGENDA:

- 1 – Sensores de temperatura
- 2 – Faixas eletrocondutoras
- 3 – Camada de separação em espuma

Figura 13 - Pormenor da camada superior com os sensores integrados de temperatura e pressão. Fonte: [52]

Jones et al. (2004) desenvolveram um lençol com 24 sensores de pressão. Liu (2013) e Samy et al., (2014) desenvolveram lençóis piezosensitivos que permitiam avaliar os movimentos do indivíduo durante o sono. Este lençol estava concebido com uma matriz de 8192 pontos de pressão gerados pela intersecção de 62 colunas e 128 linhas de faixas têxteis electrocondutoras. De uma forma análoga ao colchão desenvolvido pelos investigadores do projeto All4Rest, o lençol fabricado era uma estrutura tridimensional com 3 camadas na qual a camada intermédia (não condutora e de espuma) foi substituído por um tecido piezoresistivo.

Uma solução semelhante à desenvolvida no projeto supramencionado foi apresentada por Dziuda e Skibniewski (2014) tendo utilizado fibras óticas como sensores de redes de Bragg em vez de circuitos eletrocondutores.

Kishimoto et al. (2006) ligou 14 sensores do tipo vestível (wearable) para, em ambiente doméstico, efetuar a análise remota da postura durante o período de repouso.

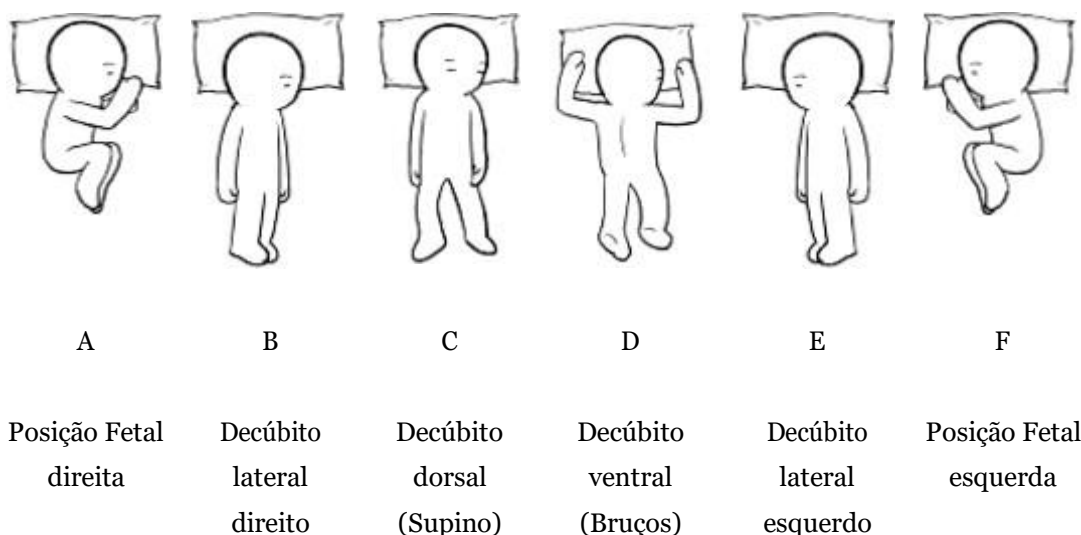


Figura 14 – Posições anatômicas do corpo humano durante o sono. Fonte: [51]

Verhaert et al. (2011) desenvolveram um método complexo que recorria a um processo de indentação do colchão ao longo do tempo e permitia avaliar a qualidade do sono através da sua relação com a antropometria individual e a postura adotada durante o sono. Hoque et al. (2010) apresentaram um protótipo de colchão com sensores inerciais alimentados por tecnologia sem fios para produzir o registo da atividade noturna.

Existem ainda outras propostas alternativas do tipo “não têxtil” que se baseiam nos parâmetros fisiológicos como meio de eleição para diferenciarem entre o estado de vigília e as diversas fases do sono. Trabalhos levado a cabo por Lee et al. (2013) efetuaram a estimação da postura do corpo através de medidas derivadas do registo ECG tendo estabelecido uma relação entre a morfologia do traçado do complexo QRS com a postura do indivíduo.

Redmond (2006) e Shinar (2006) basearam-se no estudo do traçado do ECG concomitantemente com a avaliação da frequência respiratória para derivarem um algoritmo que permite classificar de forma automática as diferentes fases do sono.

A regulação da temperatura corporal também pode ser utilizada para monitorizar a qualidade do sono. A temperatura da pele aumenta durante o início do sono e diminui aquando da transição para o estado consciente (Kranchi, 2004). Contudo, estas técnicas são complexas, custosas e requerem pessoal muito especializado sendo executadas em ambiente médico/hospitalar controlado. São técnicas mais invasivas

que provocam a limitação dos movimentos e são causadoras de desconforto aquando da sua utilização.

Inicialmente, existiu no mercado uma solução para utilização doméstica – ZEO – da Gibson Research Corporation, que era constituída por uma banda sensorizada que o utilizador coloca na cabeça por forma a detetar os sinais elétricos produzidos pelo cérebro. Desta forma era possível determinar os padrões de sono do utilizador que podiam posteriormente ser visualizados num ecrã incorporado.



Figura 15 - Sistema de gestão de padrões de sono ZEO.

Fonte: <https://www.grc.com/zeo.htm>

Mais tarde sistemas mais reduzidos, simplificados e quase exclusivamente focados nos smartphones, fizeram o seu aparecimento no mercado. Assim, surgiram várias soluções como por exemplo o *Beddit 3 Sleep Monitor*, sistema originalmente Finlandês e recentemente comprado pela Apple (Maio de 2017). O sistema integra um sensor inercial que se coloca na cama por baixo dos lençóis e que faz o registo dos movimentos noturnos. Os padrões de sono e a gestão dos dados é efetuada através de uma aplicação para iOS e Apple Watch (Beddit app tracks).



Figura 16 - Sistema de gestão de padrões de sono ZEO. Fonte: <https://www.grc.com/zeo.htm>

Mais tarde sistemas mais reduzidos e com funções acrescidas, como por exemplo o registo da atividade diária, foram lançados no mercado. A título meramente exemplificativo apresentamos o sistema Fit one.

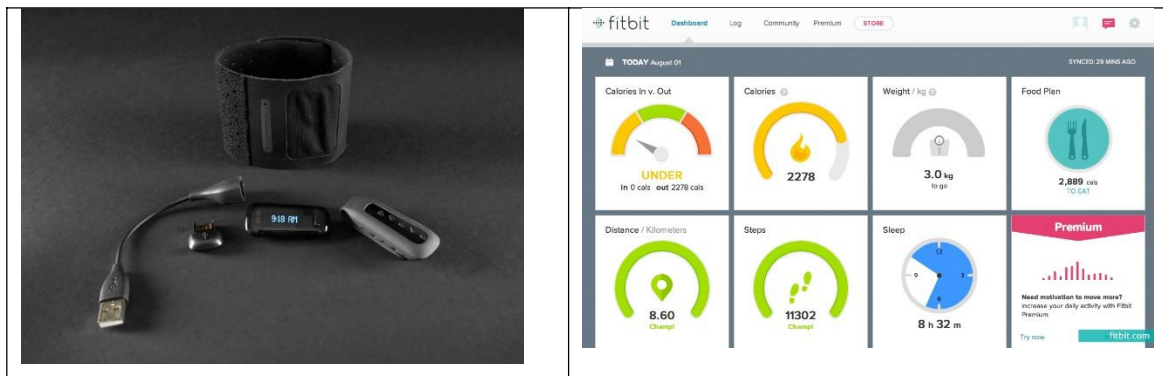


Figura 17 - Sistema Fit One (A) e Visualização gráfica da informação recolhida Fonte: <https://www.fitbit.com/shop/accessories/one-sleep-band>.

Soluções exclusivamente centradas nos smartphones fizeram o seu aparecimento no mercado. O princípio de funcionamento é similar ao anteriores, mas utiliza o **acelerómetro** do smartphone para a deteção do movimento e uma aplicação integrada para gerir os padrões de sono.

Estas aplicações são, hoje em dia, muito comuns e equipam de raiz as aplicações pré-instaladas nos smartphones de gama alta.

Capítulo 3

Têxteis Inteligentes e Interativos

3.1 – Têxteis Eletrónicos

Em muitas aplicações na indústria têxtil, particularmente na emergente e cada vez mais consolidada indústria dos têxteis eletrónicos, os sensores são um elemento fundamental do sistema integrado que interliga os substratos têxteis com a componente eletrónica. Assim, é de todo importante entender alguns conceitos de base.

Neste sentido, por sensor podemos entender um dispositivo que deteta e providencia um sinal útil, vulgarmente designado por estímulo, a um dispositivo de medida, que responde através de um sinal elétrico. Por estímulo devemos entender a quantidade, propriedade ou condição que é detetada e convertida em sinal elétrico;

Um transdutor converte um tipo de energia noutra forma de energia. Um transdutor elétrico converte grandezas não elétricas, como por exemplo, a pressão, temperatura, etc. em sinais elétricos e vice-versa.

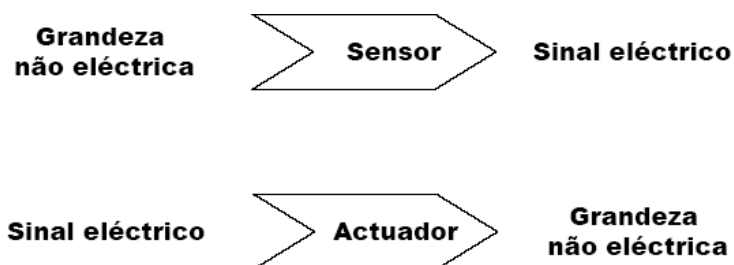


Figura 18 – Esquema explicativo do princípio de funcionamento de um sensor e de um atuador. Fonte: Da autora.

Os sensores podem ser, genericamente, de dois tipos. Sensores de tipo passivo que geram diretamente um sinal elétrico como resposta a um estímulo externo, sem necessidade de uma fonte de alimentação adicional (ex. um termopar, sensor piezoelétrico). Ou podem ser do tipo ativo que necessitam de uma fonte de alimentação externa e/ou de um sinal de excitação. Este sinal é então modificado pelo sensor para produzir o sinal de saída.

Os têxteis eletrônicos foram inicialmente desenvolvidos durante a década de 80 do século XX quando se verificou o potencial de inclusão de materiais inteligentes em substratos têxteis. Desde então numerosas investigações a nível mundial têm contribuído para a expansão destes produtos inovadores [54].

Contudo, quando olhamos para os produtos comercializados verificamos que muito poucos produtos desta categoria estão disponíveis no mercado e/ou são do conhecimento do consumidor comum. O projeto europeu SysTEX focado no potencial comercial de produtos inovadores (têxteis eletrônicos e micro sistemas versáteis), debruçou-se sobre esta realidade e constatou que, entre outras razões, a falta de normalização constituía um impedimento e/ou retardava a comercialização destes produtos de valor acrescentado.

Assim, em 2007, e no âmbito do comité 248 do CEN iniciaram-se os trabalhos com vista ao desenvolvimento de normas [55] para este sector através do grupo de trabalho para os têxteis inteligentes – CEN/TC 248 WG 31. Este grupo de trabalho identificou três importantes grupos de têxteis:

- 1) Materiais têxteis funcionais;
- 2) Materiais têxteis inteligentes;
- 3) Sistemas têxteis inteligentes.

Durante a discussão dos trabalhos deste comité de normalização (WG31) tornou-se evidente que nem todos os peritos tinham a mesma interpretação da terminologia utilizada. Neste sentido e, como ponto de partida, puderam estabelecer-se algumas definições.

Assim, estes termos estão perfeitamente definidos e detalhados no relatório técnico CEN/TR 16298:2011- *“Textiles and textile products – Smart textiles- Definitions, categorisation applications and standardization needs”*.

Em Janeiro de 2012 o supramencionado grupo de trabalho identificou e iniciou os trabalhos em dois itens já considerados suficientemente maduros para normalização: têxteis eletrocondutores e têxteis contendo materiais com mudança de fase (PCMs).

Deste modo, as designações “têxteis inteligentes”, vulgarmente conhecidos na bibliografia de língua inglesa por “*smart textiles*” e/ou “*intelligent textiles*”, são equivalentes e podem ser utilizados independentemente, sendo que, o termo *smart textiles* é maioritariamente utilizado. Contudo, alguns países optam pela utilização do termo *intelligent textiles*, como por exemplo Portugal, França e Holanda.

Contudo, subsiste na bibliografia de referência nesta área um outro termo, vulgarmente utilizado – Têxteis funcionais (*Functional Textiles*) - que pode causar algumas dúvidas de interpretação, pelo que interessa distinguir e clarificar esta definição. Desta forma, por têxtil funcional devemos entender o têxtil que não possui intrinsecamente qualquer grau de “inteligência”, mas que em muitos casos constitui um componente básico de um têxtil ou de um sistema têxtil inteligente, como por exemplo os têxteis eletrocondutores que são utilizados para conectar diferentes componentes de um sistema têxtil. São componentes passivos, essenciais no campo dos têxteis inteligentes, mas, de per si, a eletrocondutividade não pode ser considerada uma propriedade inteligente [56].

Como outros exemplos de têxteis funcionais, normalmente utilizados em sistemas têxteis inteligentes, temos: fibras óticas, termocondutores, termoemissores, têxteis fosforescentes e fluorescentes, matérias com libertação de substâncias etc.

Os materiais têxteis inteligentes possuem inerentemente um certo grau de “inteligência” sendo capazes de responder a um estímulo externo para iniciar a transformação e podendo originar uma variedade de efeitos de resposta em função da natureza desse estímulo. A tabela 5 descreve sumariamente os efeitos estímulo- resposta mais comuns.

Tabela 5 – Classificação geral dos efeitos estímulo-resposta – Fonte: Adaptado de [57]

| | | Resposta | | | | |
|----------|-----------|--|--|-----------------------|-------------------|--|
| | | Ótica | Mecânica | Química | Elétrica | Térmica |
| Estímulo | Elétrico | Fotocroísmo Electrocromico Eletroluminescente Eletro-ótico | Piezoelétrico Auxético Eletro-reológico Fluido dielétrico | Libertação controlada | Fotovoltaica | Termoelétrica |
| | Magnético | Piezocroísmo | MSMs Fluido magneto-reológico Magnetoresistivo | Libertação controlada | Piezoelétrica | Fricção |
| | Ótico | Solvatocroísmo Halocroísmo Luminescência Química Fotocromico | Piezoelétrico invertido | Eletrólise | Fotocondutor | |
| | Térmico | Electrocroísmo Eletroluminescência Termocromico Termoluminescente | MSMs | | | Aquecimento por efeito de Joule Efeito de Peltier PCMs |
| | Mecânico | Termocroísmo | Memória de forma | | Efeito de Seebeck | Mudança de fase |

Por último, um sistema têxtil inteligente é definido como um têxtil que incorpora atuadores e, possivelmente, também sensores e uma unidade de processamento. Adicionalmente, o grupo de peritos fez ainda uma distinção sobre se o sistema têxtil utiliza energia (por exemplo baterias) e/ou comunicações externas (por exemplo uma antena).

3.1.1 – Algumas Definições

No decurso do levantamento bibliográfico foi possível perceber alguma confusão em termos de conceitos e do seu alcance no que toca aos têxteis inteligentes. Deste modo, a tabela 6 procura sistematizar os termos mais comuns e delimitar o seu campo de utilização.

Tabela 6 – Terminologia empregue na definição dos têxteis inteligentes. Fonte: [58]

| | |
|--|--|
| Têxteis inteligentes (Smart Textiles) | Têxtil com a capacidade de reagir a diferentes estímulos físicos; Mecânico, elétrico, térmico e químico, etc. |
| Têxteis interativos (SFIT – Smart Fabrics and Interactive Textiles) | Também vulgarmente designados como têxteis inteligentes |
| Tecnologia vestível (Wearable technology) | Qualquer dispositivo eletrónico pequeno o bastante para ser usado no corpo. |
| Têxteis interactivos | Tecnologia portátil que é integrada em uma peça de vestuário ou controlada por um painel ou botão integrado. |
| Têxteis eletrónicos – e-Textiles | Têxtil com propriedades eletrónicas incluídas nas fibras têxteis. |

Ainda de acordo com a revisão bibliográfica efetuada, é ainda possível descrever estes materiais têxteis em função do grau de “inteligência”. Uma possível sistematização foi apontada por Mohring et al. (2006) e está expressa na tabela 7.

Tabela 7 - Hierarquia de inteligência para os têxteis. Fonte: [59]

| NÍVEL | GRAU DE INTELIGÊNCIA |
|----------|---|
| 1 | Estúpido |
| 2 | Ignorante |
| 3 | Trivial |
| 4 | Sensível |
| 5 | Espertos - Materiais capazes de funcionar como sensores/atuadores |
| 6 | Espertos – Os materiais adaptam-se aos requisitos gerais |
| 7 | Inteligentes – Sistemas de processamento de informação de controlo integrados em sensores e atuadores ex. microprocessadores. |
| 8 | Sábios – Sistemas capazes de efetuar decisões eticamente corretas. |

Os têxteis eletrónicos também conhecidos como “*textronics*” (resultante da fusão das duas palavras-chave) são uma área emergente no âmbito dos têxteis não-convencionais e que, de *per si*, aportam conhecimento de base e avanços tecnológicos conjugados com outras áreas científicas como por exemplo da engenharia, do design da eletrónica, telecomunicações etc.

O seu desenvolvimento e implementação envolvem vários componentes com propriedades e comportamento distintos que devem ser unificados e otimizados num ecossistema único com vista a obter o melhor desempenho possível e atingir o objetivo para o qual foram concebidos. A figura 19 procura ilustrar graficamente a transdisciplinaridade inerente a estes materiais têxteis inovadores.

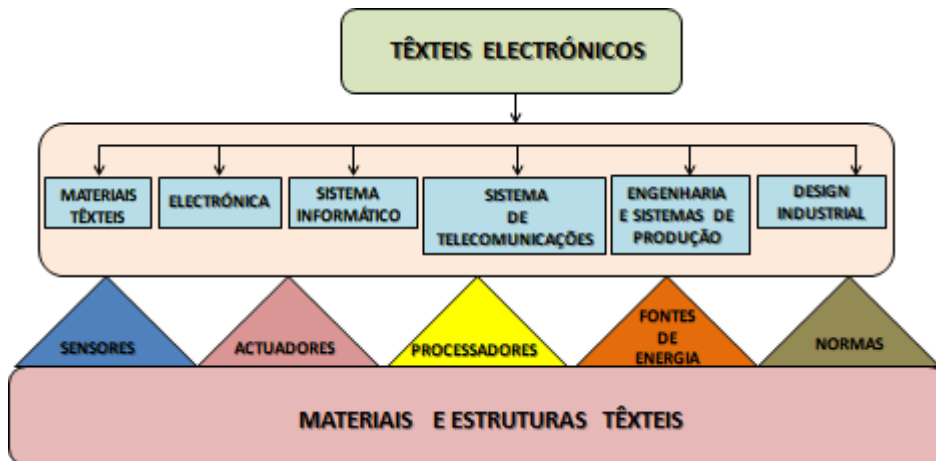


Figura 19 - Fatores-chave envolvidos na conceção e desenvolvimento de um têxtil eletrónico.
Fonte: Adaptado de [60].

Segundo um estudo da *Grand view Research*, o valor global do mercado dos têxteis inteligentes, nos quais os têxteis eletrónicos se inserem era, em 2012, de 289,5 milhões de dólares americanos. Contudo as estimativas para o ano 2020 apontam para que este mercado atinja o valor de 1500 milhões de dólares americanos.

3.2 – Têxteis Condutores

Nos têxteis inteligentes os circuitos eletrocondutores são usados para guiar a corrente elétrica para conectar os diferentes componentes, por exemplo, entre os sensores e as unidades de recolha e/ou processamento de dados ou ainda entre a fonte de alimentação e os componentes que dela necessitam [55].

Estes circuitos eletrocondutores são definidos como a componente condutora do têxtil cuja razão entre o comprimento e a largura é, pelo menos, de 10:1. Assim, conhecer o comportamento elétrico destes circuitos é de extrema importância. Atualmente,

existem, dois métodos padronizados de medir a resistência linear, em corrente contínua, destes circuitos eletrocondutores [55].

O primeiro método recorre a dois elétrodos e a 4 fios condutores enquanto o segundo método utiliza 4 elétrodos e 4 fios condutores. O resultado do teste é o valor da resistência linear que vem expressa em Ohm.

O segundo método é o mais preferido porque exclui a resistência de contacto entre as pinças e a amostra, resultando numa medição mais rigorosa. Para realizar esta medição com sucesso existem, pelo menos, 4 pontos de contacto entre a amostra e as pinças, conforme ilustrado na figura 20B.

Contudo, existem alguns casos onde esta metodologia não é aplicável como, por exemplo, o caso de fios eletrocondutores recobertos com uma camada isolante que não pode ser removida sem danificar o fio. Nestas circunstâncias utiliza-se o primeiro método conforme descrito na Figura 20A.

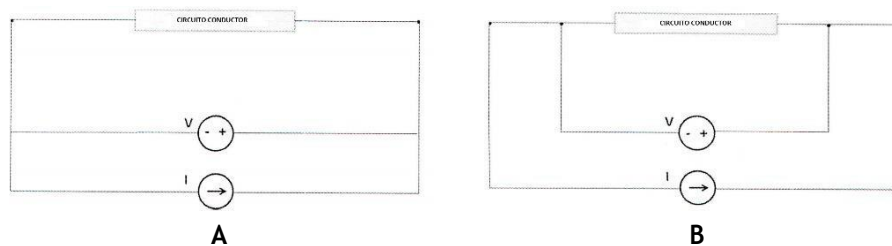


Figura 20A – Vista esquemática de um circuito eletrocondutor de teste com dois elétrodos e 4 fios; 20B – Vista esquemática de um circuito eletrocondutor de teste com quatro elétrodos e 4 fios – Fonte: [55]

Os fios eletrocondutores são geralmente fabricados recorrendo a compostos condutores inorgânicos combinados com fibras têxteis tradicionais. Normalmente, os metais são utilizados para esta função e permitem contemplar diferentes soluções que variam desde a integração de fibras e/ou particulados metálicos na fase de pré-fiação até à utilização de monofilamentos metálicos dobrados e retorcidos com fios clássicos [61,62].

Tabela 8 – Propriedades elétricas de fibras metálicas monofilamentares – Fonte: [63]

| PROPRIEDADES ELÉCTRICAS | | | | | |
|--------------------------------|--|---|---|------|------|
| Metal | Condutibilidade [S·m/m ²] | Resistividade [Ω·mm ² /m] | Coeficiente térmico da resistência [10 ⁻⁶ K ⁻¹] | | |
| | | | min | Tip. | Max |
| Cu | 58,5 | 0,0171 | 3900 | 3930 | 4000 |
| Cu/Ag | 58,5 | 0,0171 | 3900 | 4100 | 4300 |
| Ag99% | 62,5 | 0,0160 | 3800 | 3950 | 4100 |
| Ms*70 | 16,0 | 0,0625 | 1400 | 1500 | 1600 |
| Ms/Ag | 16,0 | 0,0625 | 1400 | 1500 | 1600 |
| AgCu | 57,5 | 0,0174 | 3800 | 3950 | 4100 |
| Bronze | 7,5 | 0,1333 | 600 | 650 | 700 |
| Aço 304 | 1,4 | 0,7300 | | 1020 | |
| Aço 316L | 1,3 | 0,7500 | | 1020 | |

Outra técnica muito comum consiste na utilização de técnicas de fiação não-convencional para obter este tipo de fios como por exemplo os fios recobertos com materiais eletrocondutores [64,65,66].

Também a extrusão de filamentos revestidos com aditivos eletrocondutores ou de filamentos multicomponentes em que para além de uma matriz polimérica nuclear temos ainda, pelo menos, outro componente capaz de conduzir a corrente elétrica, se afigura como uma alternativa muito comum.

Tabela 9 – Propriedades dos fios condutores híbridos polímero-metal – Fonte: [62]

| FIOS COM NÚCLEO METÁLICO | | | | | |
|---|----------------------|-----------------------|---------------------------|---------------------|---|
| NÚCLEO | DIÂMETRO (mm) | Coroa Circular | MASSA LINEAR (Tex) | TORÇÃO (v/m) | RESISTÊNCIA LINEAR (Ω/m) |
| Aço inox | 0,08 | Algodão | 44 tex | 661 | 60 |
| Aço inox | 0,05-0,1 | Kevlar + Aço inox | 50-100 tex | --- | |
| Cobre | 0,05 | Kevlar + Aço inox | 50 tex | --- | |
| Cobre + vidro | 0,12 | Polipropileno | 103,3 tex | 150 | --- |
| Aço inox | 0,1 | Polipropileno | 863,5 denier | 140 | --- |
| Aço inox + Poliamida | 0,1 | Polipropileno | 983,4 denier | 140 | --- |
| Cobre + Poliamida | 0,08 | Aço inox | --- | 120...200 | |
| Cobre | 0,09-0,1 | Algodão | --- | --- | ~4 |
| Cobre + poliéster | 0,024 | Poliéster | 75 denier | 400 | |
| FIOS COM NÚCLEO POLIMÉRICO | | | | | |
| Orla de Polipropileno | 5651,1 denier | Cobre | 0,08 mm | 280 | --- |
| Orla de Polipropileno | 5651,1 denier | Aço inox | 0,08 mm | 280 | --- |
| Poliéster ou outros | 100...1500 denier | Níquel ou outros | 0,005 mm | 1...800 | --- |
| Poliéster | 600 | Aço inox | 35 μ | | 180 |
| Spandex | 44 dtex | Cobre e outros | 20 μ | 1700 | --- |
| Spandex | 1880 dtex | Cobre e Poliamida | 50 μ | 3600 | --- |
| FIOS DE POLÍMERO-METAL ENTRANÇADOS | | | | | |
| Aço inox | 8 μ | Polipropileno | 2,2 dtex | --- | 6x10 ⁵ |
| Aço inox | --- | Poliamida | 1200 denier | --- | --- |

Filamentos de 100% aço inoxidável podem ser retorcidos (ou recobertos) com fios de algodão, poliéster e poliamida ao nível da fiação para produzir uma grande variedade de títulos.

Esta foi a solução adotada para este trabalho de investigação uma vez que permitiu obter a desejada capacidade eletrocondutora, bem como, uma elevada resistência à corrosão, boa estabilidade, grande duração e terem sido relativamente baratos.

Outra alternativa consiste na utilização de fibras/fios recobertos com partículas metálicas, normalmente prata. Apresentam um processo de fabricação simples assegurando uma melhor condutividade e conferindo aos artigos com um toque mais têxtil [67,68,69,70,71]. Contudo, apresentam uma baixa resistência à lavagem e à tração, bem como, problemas de oxidação o que lhe proporciona uma vida útil mais curta.

Atualmente, existem já no mercado várias empresas que comercializam este tipo de produtos, particularmente, filamentos e fios eletrocondutores manufaturados através do processo de fibra cortada, sendo ainda que os mais comuns são os filamentos de poliéster, de poliamida e os fios com algodão.

As propriedades elétricas dos têxteis lineares (fibras e fios) e planares (tecidos e malhas) podem ser medidas através de diferentes processos [61]. Contudo, interessa ressaltar que existem vários fatores que influem decisivamente nos valores determinados, particularmente, a temperatura e a humidade relativa.

A título meramente indicativo, W. E. Morton e J.W.S. Hearle [72] determinaram as principais propriedades dielétricas (permissividade elétrica) e elétricas (resistência elétrica) de algumas fibras têxteis, proporcionando alguns valores, que são muito úteis para efeitos comparativos.

Uma propriedade muito importante requerida para algumas aplicações de têxteis eletrónicos relaciona-se com as propriedades mecânicas de tração dos fios, particularmente, a sua recuperação elástica [73]. As fibras elastoméricas possuem, como principal característica, um elevado valor de alongamento à rotura, sendo capazes de recuperar total e rapidamente após a cessação do esforço deformador. Os elastómeros são usados em aplicações que requerem uma elevada elasticidade para a estrutura têxtil.

Para esta finalidade temos o Spandex que, tipicamente, é constituído por fibras elastoméricas individuais agregadas entre si de forma produzir um fio totalmente elastomérico, e cuja coesão mecânica é garantida pela adesão natural da superfície das fibras entre si.

Em alternativa, podemos produzir fios revestidos (core-spun) com um núcleo (alma) elastomérico e um revestimento exterior de fibras não elásticas. A utilização deste tipo de fios melhora a aparência estética dos artigos, facilita a sua manuseabilidade, permite um melhor controlo sobre o encolhimento, o alongamento e o poder de recuperação. Adicionalmente, quando a camada de recobrimento é constituída por fibras naturais ou fibras de alto desempenho termofisiológico podemos obter estruturas têxteis com conforto termofisiológico melhorado [74,54,76].

Os fios elásticos eletrocondutores podem ser obtidos através de diversos processos. Usualmente, existe pelo menos um componente elastomérico e um componente eletrocondutor adicionado por retorção ou por recobrimento.

Os fios elastoméricos condutores são utilizados no desenvolvimento e produção de teclados embebidos nos têxteis, bem como, de tecidos e malhas elásticas que, por sua vez, permitem a produção de vestuário capaz às formas do corpo de maneira mais ajustada, formando quase como uma segunda pele, o que é extremamente importante para a deteção de sinais fisiológicos de uma forma completamente não obstrutiva e que necessita de uma grande área de contacto com o corpo humano.

Assim, as malhas e os tecidos destinados a estas aplicações [77,78], incorporaram uma mistura judiciosa com outros fios convencionais de forma produzir estruturas perfeitamente concebidas para assegurar a condução elétrica ou a deteção de biopotenciais em zonas bem definidas.

Comparativamente aos tecidos [79], as estruturas em malha são mais adequadas à fabricação de têxteis eletrónicos. A malharia permite, de uma forma mais fácil e simplificada, a seleção de um fio funcional e confiná-lo a uma determinada região de acordo com uma estrutura muito precisa. Adicionalmente, os artigos em malha são geralmente mais elásticos e de maior drapeabilidade. Também a sua elevada porosidade permite artigos mais respiráveis e com maior conforto termofisiológico quando utilizados junto à pele [80].

Os modernos teares de malhas, atualmente disponíveis, permitem ainda a confeção de uma peça de vestuário de uma forma quase integral e sem costuras. Ou, caso seja preferível, obter malhas com um formato e dimensões desejadas para posteriormente serem confeccionadas. A utilização combinada de diferentes técnicas e estruturas de

malha oferece a possibilidade de desenhar e implementar uma espécie de circuito lógico condutor [81,82].

Para aplicação em têxteis eletrônicos a estrutura de intársia é sem dúvida uma das mais importantes. Teares de malhas equipados com dois sistemas de agulhas podem ainda ser utilizados para estruturas como jersey duplo onde duas camadas de malha são tricotadas em simultâneo, podendo ou não, ter pontos de união entre si.

Outra característica interessante na utilização de malhas para a produção de têxteis eletrônicos é a possibilidade de usar em simultâneo dois tipos de fios distintos para produzir uma estrutura vanizada. O padrão condutor pode ser colocado numa camada (direito ou avesso técnico) e ligado através de fios eletrocondutores que podem ser colocados no outro lado, podendo posteriormente tornar-se isolados através da adição de mais camadas numa estrutura multicamada.

A técnica de malharia realizada em teares circulares, particularmente, em teares do tipo “seamless” permite produzir malhas elásticas muito bem ajustadas ao corpo e que podem ter zonas de compressão variável. Como não têm costuras proporcionam um maior ergonomia e conforto ao uso, tornando-as muito aconselhadas para ao desenvolvimento de aplicações de sensorização onde estas características sejam um requisito, especialmente, na sensorização de parâmetros fisiológicos.

É possível utilizar este processo de malharia para produzir vestuário onde os elétrodos e os sensores são tricotados na mesma fase de produção, normalmente, com recurso a uma estrutura do tipo intársia. Releve-se que a grande diferença entre malharia plana e malharia circular reside no facto de a malharia plana poder fabricar uma estrutura de intársia e malha dupla em simultâneo enquanto que na malharia circular este processo ocorre separadamente.

3.3 - Sensores Têxteis

Os elétrodos podem ser classificados de acordo com o mecanismo de condução. Assim, temos elétrodos polarizáveis que se caracterizam por um efeito capacitivo sem fluxo de cargas entre o elétrodo e o corpo humano (por exemplo elétrodos de aço inoxidável) e elétrodos não polarizáveis que se caracterizam por um efeito resistivo com cargas livres a fluírem entre o elétrodo e o corpo [83,84].

Os elétrodos são aplicados diretamente na superfície do corpo de forma a obter um contacto com a pele. Os elétrodos padrão usados na prática diária são fabricados com Ag ou AgCl, podendo ser do tipo descartável ou de longa duração. Estes tipos de elétrodos são utilizados quando se necessita de uma alta estabilidade e rigor de leitura.

Qualquer alteração mecânica causada por movimento relativo entre os elétrodos origina uma ddp que constitui uma interferência na leitura do sendo, conseqüentemente, uma fonte de erro (ruído).

Os textrodos (combinação das palavras têxteis + elétrodos) podem ser utilizados para detetar uma grande variedade de sinais biológicos, bem como, para medir a impedância do corpo e a condutância da pele. A tabela 10 ilustra alguns materiais utilizados na fabricação destes elementos.

Tabela 10 – Materiais com aplicação em elétrodos têxteis – Fonte: [85]

| MATERIAL | VANTAGEM | DESvantAGEM |
|--|---|---|
| Borracha condutora | Alta condutividade Facilidade de moldagem e custo reduzido | Baixa Flexibilidade Baixa permeabilidade ao ar e aos líquidos Baixa capacidade de lavagem |
| Espuma polimérica com revestimento de prata | Alta condutividade Facilidade de manuseamento | Baixa permeabilidade ao ar e aos líquidos |
| Tecidos com recobrimento metálicos | Alta condutividade Materiais utilizados | Baixa capacidade de lavagem Oxidação metálica |
| Tecido com fibras metálicas | Facilidade de atingir controlo sobre a condutividade (razão de mistura dos filamento) | Irritação da pele Dificuldade de manuseamento |
| Tecido com fibras poliméricas condutoras | Materiais utilizados | Baixa condutividade |

Os sensores têxteis são caracterizados através de testes eletrodinâmicos estabelecendo-se uma correlação monótona entre uma carga, de valor e frequência predefinida, com a correspondente variação da resistência elétrica.

Para se definir a curva característica de um sensor têxtil um conjunto de dados deve ser bem conhecido e analisado em termos de resistência elétrica, sensibilidade, efeito de histerese e repetibilidade [86].

As máquinas de malhas circulares são muito adaptadas à produção de sensores piezoresistivos devido à elevada recuperação elástica das malhas fabricadas com recurso a esta tecnologia. Os sensores piezoresistivos detetam a alteração da resistência elétrica em função da variação da força de compressão ou tensão. A variação das propriedades elétricas ocorre devido à alteração do caminho percorrido pela corrente na estrutura, sendo que, não pode haver deformação permanente na estrutura.

A solicitação da malha ou do tecido modifica a distância entre as laçadas na malha e entre os pontos de contacto dos fios no ligamento do tecido, bem como, o arranjo e a compactação das fibras nos fios. Assim, o caminho da corrente elétrica no interior da estrutura têxtil é diretamente correlacionado com a distância percorrida nos elementos condutores [87,88,89].

Fios eletrocondutores bicomponentes com uma alma em PA e recobertos de partículas de carbono usados em combinação com fios elastoméricos é uma das soluções mais comuns para a implementação deste tipo de sensores.

Um sistema de sensorização do tipo vestível (wearable) baseado em tecnologia e materiais têxteis, onde os sensores são implementados através de fibras e fios com capacidade eletrocondutora requer a construção de uma estrutura têxtil precisa que contem zonas bem definidas onde os sensores são localizados e que, normalmente, estão associadas a determinadas zonas anatómicas do corpo humano onde se procurar detetar uma determinada grandeza física [90,91,92].

Por esta razão o sensor têxtil necessita de estar permanentemente ajustado, bem centrado na localização pretendida e junto à pele para evitar erros de leitura [93]. O material têxtil eletrocondutor é assim o material de base para deteção dos sinais elétricos de origem biológica – Biopotenciais.

Os sensores piezoresistivos podem ser utilizados para monitorizar a actividade respiratória ao nível do tórax ou do abdómen [94]. A sensorização do movimento de zonas articuladas é também outra das suas possibilidades.

Transdutores integrados na estrutura têxtil podem ser aplicados na detecção da temperatura e da SpO₂ [97,98].

Sensores têxteis do tipo piezoresistivo foram utilizados para detectar movimentos de articulações do corpo humano, particularmente, da mão, pulso, ombro e joelhos (Lorussi et al., 2005).

A fim de validar a capacidade deste tipo de sensores para este tipo de aplicação os resultados por eles obtidos foram comparados com os resultados alcançados por intermédio de um eletrogoniómetro em testes de movimento com avaliação simultânea.

Sensores piezoresistivos construídos em malha são aplicados recorrentemente na avaliação da atividade respiratória, particularmente na pletismografia (*Exame composto por uma série de testes com a finalidade de medir o volume dos pulmões, a resistência das vias áreas à passagem do ar, a força dos músculos respiratórios e a capacidade que os pulmões têm de transferir o oxigénio do ar para o sangue*), através da variação do volume da caixa torácica durante as fases de inspiração e expiração (Loriga et al., 2005).

3.4 – Têxteis Médicos

Os têxteis médicos (Medtech) são unanimemente reconhecidos como um dos sectores têxteis não-convencionais com maior potencial de crescimento. A maior parte dos seus produtos é produzida a partir de estruturas fibrosas com recurso de processos de elevado “Know-how”, situando-se claramente na fronteira da ciência e da tecnologia [99]. Concebidos para desempenhar tarefas muito específicas, com que se debatem diariamente os pacientes e os profissionais de saúde, a sua produção obriga ao desenvolvimento de fibras e polímeros inovadores que, por sua vez, impulsionam a emergência de uma nova indústria têxtil com um elevado valor-acrescentado.

Adicionalmente, os continuados avanços na ciência dos materiais, particularmente, nas áreas da bionanotecnologia e da engenharia de tecidos vão também sendo incorporados

nas suas técnicas de produção e, conseqüentemente na gama de produtos disponibilizados, contribuindo decisivamente, para remodelar a medicina atual.

Os têxteis médicos, especificamente, as suas aplicações podem ser encontradas um pouco por toda a parte dentro do ecossistema hospitalar, desde os laboratórios de fabricação de tecido artificial, blocos operatórios, salas de diálise, quartos hospitalares até ao vestuário e dispositivos médicos [100,101].

Existem algumas definições de têxteis médicos profusamente difundidas e que têm evoluído ao longo do tempo. As mais comuns afirmam que os têxteis médicos descrevem genericamente uma classe de produtos que são utilizados numa variedade de aplicações médicas, incluindo produtos implantáveis. Outros autores defendem que os têxteis médicos são produtos baseados em fibras e/ou processos têxteis que são utilizados nos primeiros socorros ou no tratamento feridas. David Rigby, por seu turno, afirma que o medtech envolve todos os têxteis técnicos usados na saúde, higiene e proteção. Contudo, verifica-se que não existe uma definição consensual, universalmente aceite, do termo têxteis médicos sendo estes, normalmente, classificados de acordo com a sua aplicação.

- ❶ - Produtos fibrosos não-implantáveis;
- ❷ - Produtos fibrosos implantáveis;
- ❸ - Dispositivos extracorporais;
- ❹ - Produtos de higiene, saúde e proteção.

3.4.1 – Produtos Fibrosos Não-Implantáveis

São produtos tipicamente usados em aplicações externas sobre o corpo humano podendo, ou não, estar diretamente em contacto com ele. A tabela 11 ilustra as principais aplicações destes produtos, bem como, o sistema de produção, as principais propriedades requeridas e os atributos têxteis definidores do produto.

Tabela 11 – Principais aplicações dos produtos fibrosos não-implantáveis – Fonte: Adaptado de [100, 101]

| Produtos Fibrosos Não-Implantáveis | | | | | |
|------------------------------------|--|---|--------------------------------------|---|--|
| Aplicações | | Tipo de fibra | Sistema de produção | Principais Propriedades Requeridas | Características definidoras do produto |
| Tratamento de feridas | Absorventes | Algodão Viscose Liocell | Não-tecido | Limpeza | Tipo de fibra |
| | Camada de contacto com a pele | Seda Poliamida, Viscose, Polietileno | Tecido Não-tecido, Malha | | Comprimento da fibra |
| | Material de base | Viscose filmes plásticos | Tecido, Não-tecido | | Finura da fibra |
| Emplastros | Simples Elásticas/ Inelásticas | Alginato, Quitosano Seda Liocel Viscose Algodão | Tecido Não-tecido malha | Resistente ao ataque microbiológico | Densidade da fibra |
| | Suporte Leve | Algodão, viscose, Fios elastoméricos | Tecido Não-tecido Malha | Ser confortável | Características da superfície da fibra |
| | Compressão | Algodão Poliamida Fios elastoméricos | Tecido Malha | Possuir Comportamento antibacteriano | Formato da secção transversal da fibra |
| | Ortopédicas | Algodão Viscose Poliéster Polipropileno Espuma de poliuretana | Tecido Não-tecido | Minimizar infeções cruzadas | Contaminação fibrosa |
| Gesso | Viscose Filme plástico Algodão Poliéster Fibra de vidro Polipropileno | Malha Não-tecido | Possuir alta capacidade de filtração | Ligamento / Estrutura do substrato | |
| Gazes | Algodão Viscose | Woven Nonwoven | Possuir alta durabilidade | Coesão da estrutura fibrosa | |
| Ligaduras | Algodão | Tecido | Elevada permeabilidade ao vapor/água | Densidade de superfície | |
| Entretelas | Viscose Algodão Linters, Polpa de madeira | Não-tecido | Possuir alta permeabilidade ao ar | Capacidade de absorção do substrato têxtil | |
| | | | Ergonomia | Porosidade do substrato têxtil | |
| | | | Servir de barreira física | Voluminosidade do substrato têxtil | |
| | | | | Propriedades superficiais do substrato têxtil | |

3.4.2 – Produtos Fibrosos Implantáveis

Constituem um conjunto de aplicações que entram em contacto direto com o corpo humano. Normalmente estão associados a tarefas de reparação do corpo humano, partes do corpo humano e ainda a prevenir intervenções cirúrgicas. A tabela 12 dá-nos uma ideia das principais aplicações bem como, do seu sistema de produção, principais propriedades exigidas e os atributos têxteis definidores do produto.

Tabela 12 – Principais aplicações dos produtos fibrosos implantáveis – Fonte: Adaptado de [100, 101]

| Produtos Fibrosos Implantáveis | | | | | |
|---------------------------------------|---|---|-----------------------------|--|---|
| Aplicações | | Tipo de fibra | Sistema de produção | Principais Propriedades requeridas | Características definidoras do produto |
| Suturas | Biodegradáveis | Colagénio Polilactídeos Poliglicolídeos | Monofilamento Entrançado | Biocompatibilidade Biodegradabilidade Não-teratogénico Bioestabilidade Não-tóxico Hipoalergénico Não-carcinogénico Resistente ao ataque bacteriano Promoção do fechamento da ferida Promoção do crescimento do tecido | Tipo de polímero |
| | Não-Biodegradáveis | Poliamida Poliéster PTFE Polipropileno Filamento de Aço-Inox | Monofilamento Entrançado | | Densidade do polímero Densidade linear do polímero Reatividade do polímero |
| Implantes de tecidos macios | Tendões artificiais | PTFE, Poliéster Poliamida Seda Polietileno | Tecido Entrançado | | Tipo de fibra Finura da fibra |
| | Ligamentos artificiais | Poliéster Carbono | Entrançado | | Formato da secção transversal da fibra |
| | Cartilagem artificial | Polietileno de baixa densidade | Não-tecido | | Coefficiente de fricção da fibra |
| | Pele artificial | Quitina | | | Contaminação fibrosa |
| | Lentes de contacto Córneas artificiais | Polimetilmetacrilato Colagénio | | | Resistência e elasticidade do material |
| Implantes ortopédicos | Ligações artificiais Ossos artificiais | Silicone Poliacetal Polietileno | | | Flexibilidade |
| Implantes cardiovasculares | Artérias vasculares | Poliéster PTFE | Malha Tecido | | Resiliência Comportamento viscoelástico Resistência ao rasgamento |
| | Válvulas cardíacas | Poliéster | Tecido Malha | | Propriedades de absorção Porosidade do material Propriedades superficiais do material Voluminidade do material |

3.4.3 – Dispositivos Extracorporais

São fundamentalmente dispositivos eletromecânicos complexos que incorporam tecnologia têxtil e executam, ou substituem, uma função de órgãos vitais como o rim, o fígado e os pulmões. A tabela 13 mostra-nos os dispositivos extracorporais existentes, as suas funções, fibras constitutivas, propriedades requeridas e atributos têxteis definidores dos seus componentes têxteis.

Tabela 13 – Principais aplicações dos dispositivos extracorporais – Fonte: Adaptado de [100, 101]

| Dipositivos Extracorporais | | | | |
|-----------------------------------|--|---|--|---|
| Aplicações | Tipo de fibra | Função | Principais Propriedades requeridas | Características definidoras do produto |
| Rim artificial | Fibra oca de viscose | Remoção de subprodutos tóxicos da corrente sanguínea – Filtração/excreção | Biocompatibilidade Biodegradabilidade Não-teratogénico Bioestabilidade Não-tóxico Hipoalergénico Não-carcinogénico Resistente ao ataque bacteriano Passível de esterilização | Tipo de fibra |
| | Fibra oca de poliéster | | | Comprimento da fibra |
| Fígado artificial | Fibra oca de poliéster | Separação e eliminação de plasma com fornecimento de novo plasma – Secreção biliar e glicogénica | | |
| Pulmão artificial | Fibra oca de polipropileno Silicone oco Membrana de silicone | Remoção do dióxido de carbono da corrente sanguínea e suprimento de sangue oxigenado – troca de fluidos gasosos | | Densidade da fibra |
| | | | | Características superficiais da fibra |
| | | | | Formato da secção transversal da fibra |
| | | | | Contaminação fibrosa |
| | | | | Densidade da estrutura |
| | | | | Permeabilidade aos gases |
| | | | | Permeabilidade aos fluidos |
| | | | | Porosidade da estrutura |
| | | | | Resistência mecânica |
| | | | | Flexibilidade |

3.4.4 – Produtos de Higiene, Saúde e Proteção

Constituem o principal conjunto de aplicações com maior visibilidade e reconhecimento imediato. Para além das tradicionais funções de limpeza, estética, conforto e corporativas, que são importantes, desempenham ainda outras funções de importância capital como sejam a proteção – efeito barreira física – para o profissional de saúde e para o paciente, bem como de ambientes potencialmente agressivos. A tabela 14 apresenta-nos as principais aplicações desta categoria assim como, o seu sistema de produção, principais propriedades requeridas e os atributos têxteis definidores do produto:

Tabela 14 – Principais aplicações dos produtos de higiene, saúde e proteção – Fonte: Adaptado de [100, 101]

| Produtos de Higiene, Saúde e Proteção | | | | | |
|--|-----------------------|---|----------------------------|---|---|
| Aplicações | | Tipo de fibra | Sistema de produção | Principais Propriedades requeridas | Características definidoras do produto |
| Vestuário cirúrgico | Batas | Algodão Poliéster Polipropileno | Não-tecido Tecido | Limpeza Resistência microbiológica Conforto | Tipo de fibra |
| | Gorros | Viscose | Não-tecido | | Comprimento da fibra |
| | Mascáras | Viscose Poliéster Fibra de vidro | Não-tecido | | Finura da fibra |
| Capas/cobertas cirúrgicas | Campos cirúrgicos | Poliéster Polietileno | Não-tecido Tecido | Comportamento antibacteriano | Densidade da fibra |
| | Pijamas | Poliéster Polietileno | Não-tecido Tecido | | Características superficiais da fibra |
| Material de cama | Cobertores | Algodão Poliéster | Tecido Malha | Minimização de infecções cruzadas | Formato da secção transversal da fibra |
| | Lençóis | Algodão | Tecido | | Contaminação fibrosa |
| | Travesseiros | Algodão | Tecido | | Ligamento/estrutura |
| Vestuário | Uniformes | Algodão Poliéster | Tecido | Elevada capacidade de filtração | Coesão do material |
| | Vestuário de proteção | Poliéster Polipropileno | Não-tecido | | |
| Fraldas/lençóis de incontinência | Recobrimentos | Poliéster Polipropileno | Não-tecido | Alta durabilidade Elevada permeabilidade ao vapor/água | Massa superficial |
| | Camada absorvente | Superabsorventes celulósicos | Não-tecido | | Propriedades de absorção do material |
| | Camada externa | Polietileno | Não-tecido | | Porosidade do material |
| Panos/toalhetes | | Viscose | Não-tecido | Elevada permeabilidade ao ar Ergonómico | Voluminosidade do material |
| Meias cirúrgicas | | Poliamida Poliéster Algodão Fios elastoméricos | Malha | | |

De acordo com o relatório “Análise do mercado dos têxteis médicos por matéria-prima, aplicação e produto – uma previsão para 2022” a evolução da receita, no mercado europeu de têxteis médicos, por segmento de mercado, pode ser visualizada na figura 27.

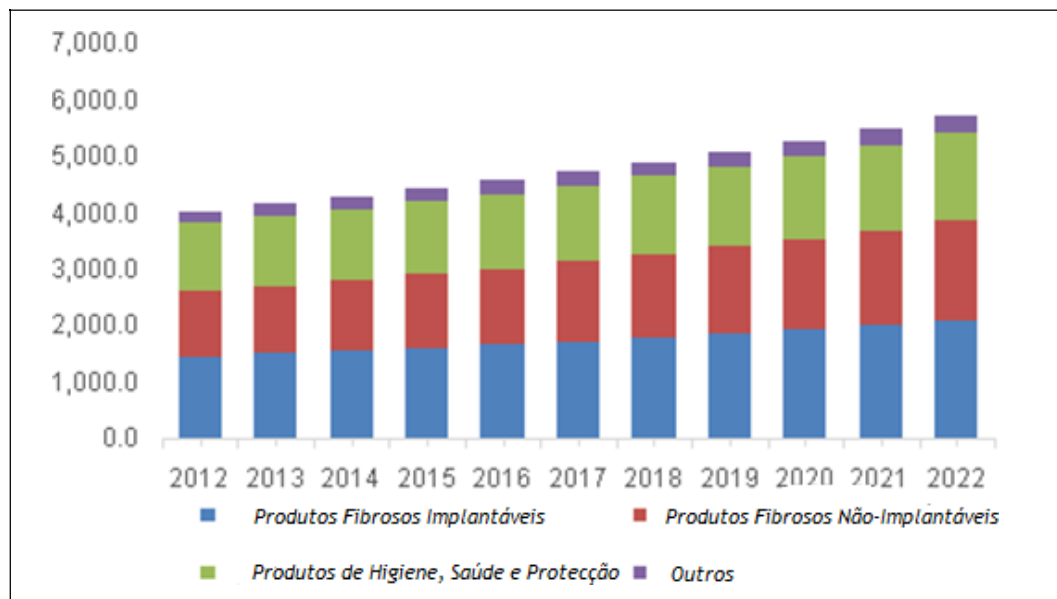


Figura 21- Estimativa das receitas do Mercado europeu de têxteis médicos até ao de 2022 em função do segmento de aplicação e em milhões de dólares americanos. Fonte: [102]

Contudo, existem hoje em dia um conjunto enorme de produtos de base têxtil com aplicações na medicina e saúde humana que não se revêm nesta classificação tradicional, nem estão contabilizados neste estudo prospetivo. Assim, alguns autores, têm vindo a debater junto da comunidade científica a necessidade de alargar o seu âmbito para incorporar estas novas aplicações [103].

É facilmente perceptível que, atualmente, existe um mercado crescente de têxteis funcionais e de vestuário tecnológico, consolidados, que estão a criar um novo ramo de aplicações e, no qual, este trabalho de investigação se insere [104].

3.5 - Vestuário Tecnológico e Sistemas Eletrotêxteis Interativos para Monitorização Remota com Aplicação na Saúde Humana

Os tecidos e/ou malhas usados no vestuário corrente constituem a interface natural do corpo humano. Normalmente, o vestuário cobre cerca de 80% da pele humana. Neste sentido, para além das funções intrínsecas associadas ao vestuário como sejam a função

física (proteção contra os fenómenos climáticos), social, moral, institucional, etc., este revela-se como o meio de utilização maciça, acessível e relativamente barato tornando-o apropriado para funções de sensorização e interação.

Assim, os têxteis inteligentes representam um novo segmento de vestuário que está em constante evolução [105,106]. O desenvolvimento destes têxteis resultou em novas aplicações que mudou a maneira de como o homem pensa sobre os materiais, sensores e atuadores. Estas novas tecnologias podem ser agrupadas em três classes, como se pode verificar na tabela 15.

Tabela 15 – Possível classificação de componentes aplicados em têxteis inteligentes. Fonte: [107]

| | |
|---|---|
| Sensores e Atuadores | <ul style="list-style-type: none"> - Materiais Fotossensíveis - Fibras Óticas - Polímeros Condutores - Materiais Termo Sensíveis - Materiais com memória de forma; - Membranas e revestimentos inteligentes; - Polímeros químico-responsivos; - Materiais mecânico-responsivos; - Microcápsulas; - Micro e nano-materiais |
| Transmissão de sinais, processamento e controlo | <ul style="list-style-type: none"> - Redes neuronais e sistemas de controlo; - Teoria e sistemas cognitivos; |
| Processos integrados e produtos | <ul style="list-style-type: none"> - Fotónica e eletrónica em vestuário; - Estruturas adaptáveis e responsivas; - Biomimetismo; - Bioprocessamento; - Libertação de substâncias químicas e de remédios. |

Neste sentido é importante salientar o empenhamento e o volume de financiamento da união europeia no apoio a projetos nacionais e transnacionais dentro desta temática ao longo do 5º, 6º, 7º programa quadro, e agora com o HORIZONTE 2020, como por exemplo: Wealthy, WearIT@work, My Heart, Mermoth, Avalon, Biotex, Acteco, Proetex, Stella, Ofseth, Inteltex, Polytect projects, etc. As suas principais aplicações estão condensadas e descritas na tabela 16.

Tabela 16 – Classes de vestuário funcional – Fonte: [108]

| CLASSE | SUB-CLASSE | DESCRIÇÃO |
|----------------------------------|--|--|
| Proteção | Proteção contra perigos da natureza | Proteção contra frio ou calor extremo, fogo, chuva, pó, vento, ou radiação UV |
| | Proteção contra perigos biológicos, químicos e radioativos | Proteção contra ingestão, penetração, ou contacto com a pele de químicos perigosos, gases tóxicos, fluidos humanos, germes, matéria particulada radioativa |
| | Proteção contra ferimentos | Golpes e cortes, balística e impactos contundentes, |
| Medicina | Terapia e reabilitação | Vestuário de pressão para distúrbios nos sistemas linfático e circulatório, gestão de feridas. Vestuário para correção de postura anatómica |
| | Biossensores | Monitorização de parâmetros psicológicos, batimento cardíaco, oxigenação do sangue, temperatura corporal; aplicações de telemedicina |
| Desporto | | Melhoria do desempenho e redução de fadiga, diminuição da resistência |
| Beleza | | Modelagem e conformação do corpo, apoio e contorno do corpo para melhorar a aparência |
| Conjuntos multifuncionais | | Performance multifuncional, proteção, suporte de vida, conforto e comunicação |
| Necessidades especiais | | Vestuário para pessoas de idade, crianças e pessoas portadoras de deficiência |

Deste modo, têxteis lineares como fibras, fios e filamentos ou ainda têxteis planares como malhas e tecidos podem, através de processamento e tecnologia têxtil, ser utilizados para a fabricação de produtos têxteis com propriedades acrescidas como sejam a transmissão de sinais e a geração de energia.

A combinação de materiais têxteis eletrocondutores com a moderna eletrónica, optoelectrónica, sistemas de telecomunicações e plataformas computacionais originaram a emergência de uma nova indústria têxtil, de carácter não convencional, normalmente designada por têxteis eletrónicos (*e-textiles*) [109,110].

Os têxteis eletrónicos permitem construir artigos/produtos/sistemas que, podem no limite, constituir soluções tecnológicas muito sofisticadas com capacidades de sensorização, analíticas e de telecomunicações (normalmente baseadas na web) e que e podem utilizados em muitas aplicações.

Esquemáticamente, o funcionamento de um sistema electrotêxtil aplicado na saúde encontra-se resumido na figura 22.

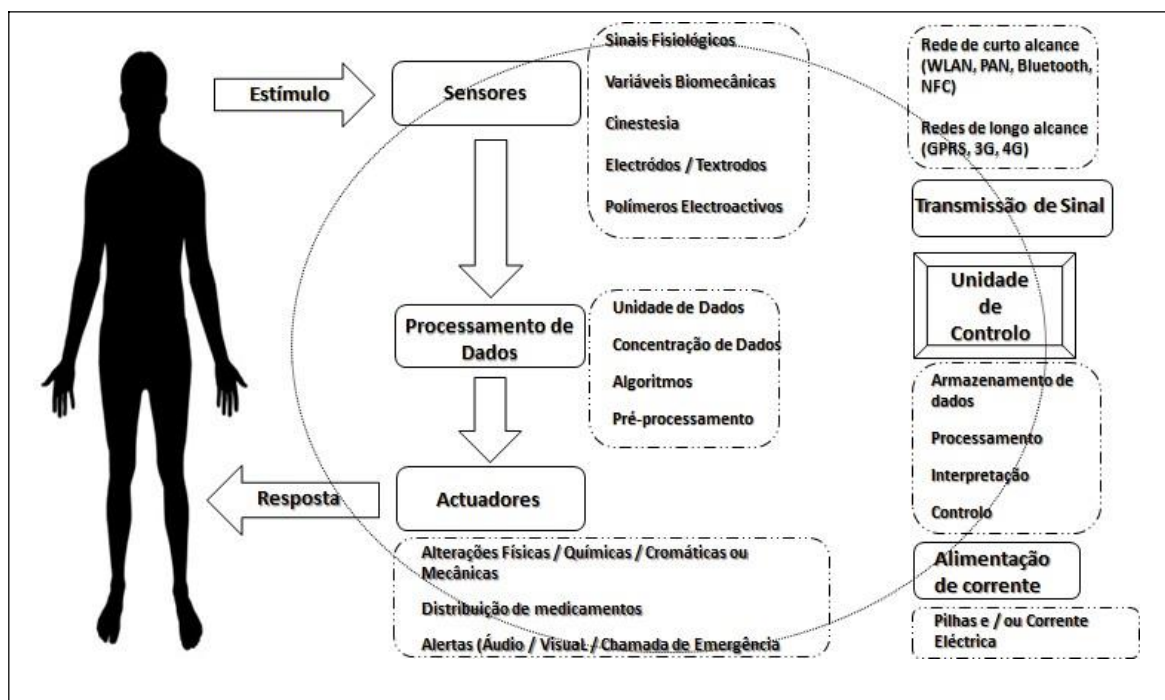


Figura 22 - Princípio de funcionamento de um sistema e-health. Fonte: Adaptado de [111].

A condutividade elétrica é a principal propriedade física responsável pela transformação de um material/produto têxtil convencional noutra tecnicamente melhorado e com uma potencial mais-valia económica.

As fibras/filamentos e as malhas/tecidos/não-tecidos que possuam esta propriedade podem ser utilizadas como bioelétrodos ou, quando combinados com um elastómero, serem utilizados como sensores piezoresistivos capazes de detetar variáveis biomecânicas.

Contudo, os atributos necessários para a sua incorporação, desde um simples textrodo até a um sistema electrotêxtil complexo, são vários e, normalmente, devem ser cumulativos. Assim, funções como funcionalidade, usabilidade, conforto, segurança e durabilidade são características cruciais não só para o desempenho como para a aceitação pelos utilizadores [112,113,114,115,116]. A figura 23 procura resumir os principais atributos a serem implementado num têxtil eletrónico.

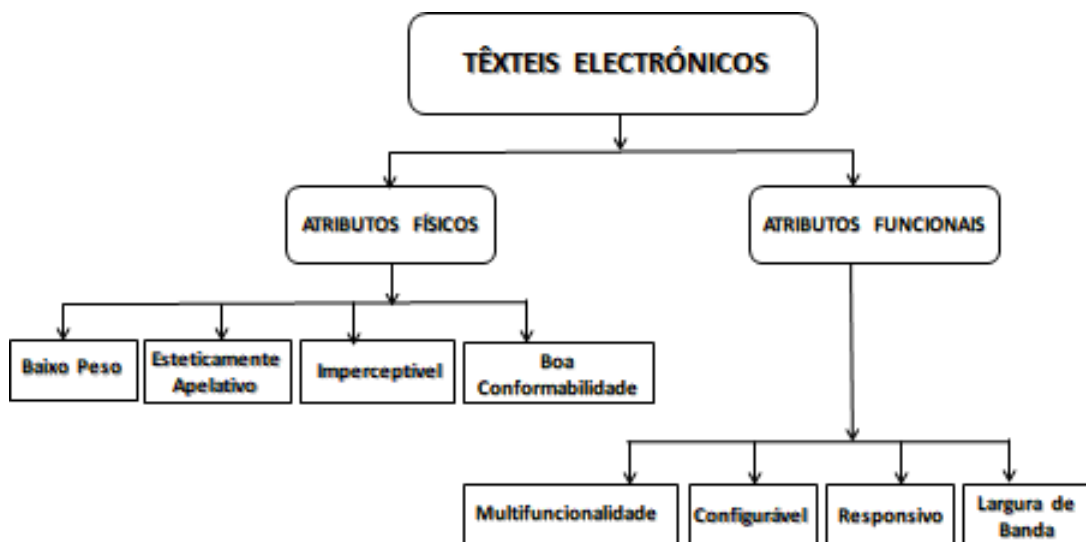


Figura 23 - Principais atributos de um têxtil eletrónico. Fonte: Adaptado de [117]

Adicionalmente, é ainda possível criar uma taxonomia própria para estes materiais em função de vários critérios, nomeadamente, ligados ao seu modo de funcionamento: funcionalidade única ou multifunções; à sua forma de utilização: invasiva ou não invasiva; necessidades energéticas: ativo (necessitam de energia externa) ou passivo (não necessitam de energia externa); modo de comunicação: com ou sem fios; modo de utilização: descartável ou reutilizável e, finalmente, devido ao seu campo de aplicação. A figura 24 ilustra esta possível classificação.

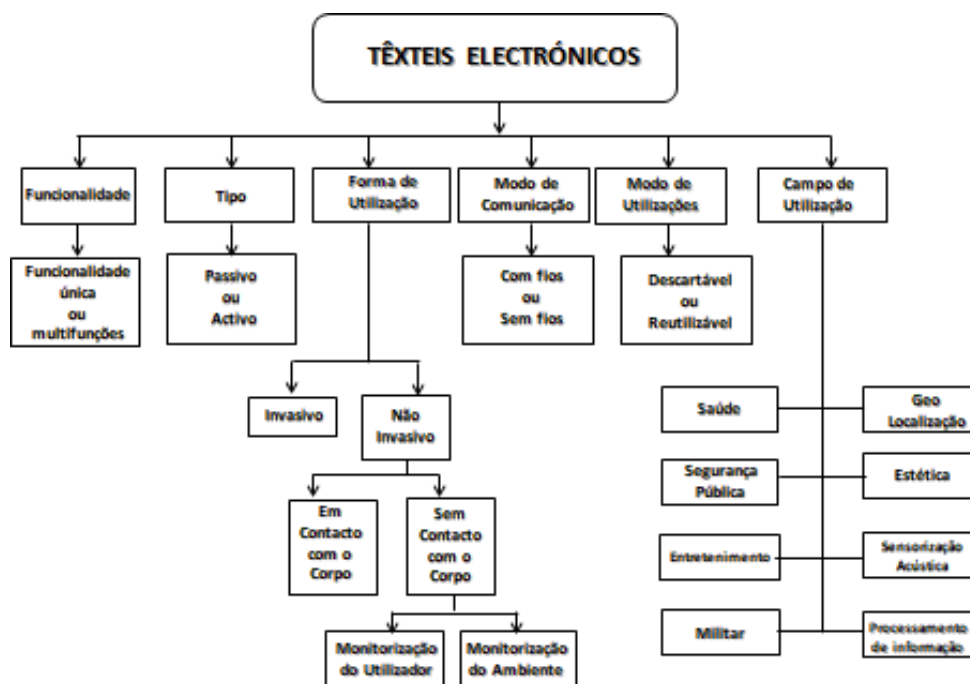


Figura 24 - Possível taxonomia para os têxteis eletrónicos. Fonte: Adaptado de [117]

Tipicamente, os têxteis eletrónicos que recorrem à utilização de sensores em peças de vestuário, visam a medição de sinais biomédicos e/ou de parâmetros ambientais. Os sinais biomédicos são, normalmente, detetados através de biopotenciais que ocorrem devido à atividade eletroquímica das células, sendo que, esta é causada pela diferença de concentração iónica no corpo. Os eléctrodos biopotenciais convertem a condução iónica em condução eléctrica e são usados para medir o potencial eléctrico de origem biológica e/ou para transmitir energia eléctrica para o corpo [118].

A lista de sinais biológicos capazes de ser detetada através de sensores têxteis do tipo não-invasivo varia de acordo com a aplicação específica. Diferentes sinais biométricos (tabela 17) podem ser medidos diretamente por contacto com a pele do corpo humano.

Tabela 17 – Alguns sinais vitais passíveis de serem monitorizados através de e-têxteis – Fonte: Adaptado de [119] e [120]

| Parâmetro a ser Mensurado | Gama de Valores do Parâmetro | Frequência (Hz) | Sensor ou Método |
|--------------------------------|------------------------------|-----------------|------------------------------|
| Fluxo sanguíneo | 1-300 mL/s | 0-20 | Medidor de fluxo |
| Pressão sanguínea | 0-400 mmHg | 0-50 | Esfingomanómetro |
| Electrocardiografia | 0,5-5 mV | 0,05-150 | Eléctrodos dérmicos |
| Electroencefalografia | 5-300 µV | 0,5-150 | Eléctrodos do couro cabeludo |
| Electromiografia | 0,1-5 mV | 0-10000 | Eléctrodos de agulha |
| pH | 3-13 | 0-1 | Eléctrodos medidores de pH |
| Frequência respiratória | 2-50 respirações/min | 0-10 | Impedância |
| Temperatura | 32-40° C | 0-0,1 | Termistor |

De uma forma relativamente análoga aos sensores analógicos referidos na tabela 17 também os sensores têxteis ou de base têxtil podem, através de uma seleção criteriosa de materiais, de tecnologia aplicada, de sistema de medida e de unidades, e de nível de integração, proporcionar uma medição rigorosa dos principais sinais vitais. No mercado existem já diversas aplicações – de base têxtil - que efetuam a deteção de biopotenciais.

A sua classificação sistemática pode ser efetuada de acordo com o seu princípio geral de funcionamento: físico incluindo os transdutores óticos ou químico integrando os transdutores bioquímicos.

Outro método de classificação [121] consiste no seu nível de integração na estrutura têxtil, principalmente: Sensores baseados em fibras quando o sensor é um fio; Sensores baseados em estruturas quando todos os componentes do sensor são produzidos com materiais têxteis; Sensores de base têxtil quando os materiais têxteis são o substrato ou outro componente não sensitivo mas importante do transdutor e Sensores têxteis integrados quando o substrato têxtil desempenha apenas uma função estrutural.

Os sensores têxteis aqui aplicados caracterizam-se pela sua flexibilidade e boa conectividade para integração. Tipicamente, são utilizados de uma forma não-invasiva e integrados num tecido, malha ou numa peça de vestuário. A tabela 18 proporciona uma sinopse dos sensores têxteis mais comuns aplicados à medição de biosinais.

Tabela 18 - Alguns sinais vitais ou variáveis sob monitorização em e-têxteis - Fonte: Adaptado de [119] e [122]

| Biosinal | Tipo de sensor | Sensor têxtil | Fonte do sinal | Localização típica do sensor |
|--|---|---|---|--|
| Electrocardiograma | Eléttodos de superfície | Eléttodos metálicos Tecidos/Tricotados | Actividade Eléttica do Coração | Região Torácica |
| Electromiograma | Eléttodos de superfície | Eléttodos metálicos Tecidos/Tricotados | Actividade Eléttica dos Músculos | Superfície da pele sobrejacente aos músculos relevantes |
| Respiração | Sensores piezoresistivos | Polímeros Eletroactivos (EAP) | Expansão e contração da caixa Torácica durante a Respiração | Região Torácico-Abdominal |
| Oxigenação sanguínea | Díodos LED/ótticos | Fibras Ótticas Plásticas Tecidas/Tricotadas (POF) | Absorção da Luz pela Hemoglobina no Sangue | Regiões com boa perfusão sanguínea como por exemplo a Ponta do dedo ou o lóbulos da orelha |
| Temperature da Pele | Sensores termoeleétricos | Fibras Ótticas Plásticas ou Polímeros Eletroativos | Actividade Eletrodérmica | Região Torácico-Abdominal |
| Impedância da Pele | Eléttodos de superfície | Eléttodos Metálicos Tecidos/Tricotados | Actividade Eletrodérmica | Ponta do dedo |
| Som do Coração | Microfone piezoeleétrico | Filmes de poli (fluoreto de vinilideno), Encaixes tecidos | Ondas Snoras | Região Torácico-Abdominal |
| Pulso Arterial da Carótida e da Radial. | Sensores Piezoeleétricos | Polímeros Eletroativos (EAP) | Variação de Pressão ou Sonora | Pescoço e Pulso |
| Articulações Posição e Movimentos | Sensores Piezoeleétrico/ piezoresistivo, Sensores de tensão, Sensores inerciais | Polímeros Eletroativos (EAP) | Cinématica do corpo | Articulações envolvidas no movimento a ser analisado |
| Composição de flúidos do Corpo | Sensores eletroquímicos colorimétricos e Detetores de pH | Encaixes Químico-sensitivos de tipo Tecido/Tricotado | Composição do suor, saliva e urina. | Sistema de amostragem ajustado ao flúido a ser analisado |

3.5.1. Aplicações

As suas aplicações mais tradicionais são o vestuário e/ou produtos para proteção de radiação eletromagnética e artigos antiestáticos como por exemplo: equipamentos

individuais, uniformes, carpetes, assentos, cobertores, almofadas, cortinas, e alguns artigos de moda [100,123].

Também existem algumas aplicações que privilegiam o seu carácter bacteriostático em peças de vestuário e têxteis para interior.

As plataformas de sensorização remota dos parâmetros fisiológicos constituem o outro grande campo de aplicação [124-131].

3.5.1.1 Aplicações na saúde

É generalizadamente aceite que os sistemas eletrotêxteis com aplicação no campo da saúde derivaram de um projeto desenvolvido em 1996 pelo instituto de Tecnologia da Geórgia e que foi financiado pelo departamento naval dos EUA.

Esta Universidade conduziu as primeiras investigações na área dos têxteis eletrónicos tendo desenvolvido uma “*wearable motherboard*” designada por “*Georgia Tech Wearable Motherboard-GTWM*”. Inicialmente pensada para utilização militar em condições de combate, este sistema foi construído com base num sistema de sensorização em fibra ótica que era capaz de detetar e identificar a localização de feridas de bala e transmitir os sinais vitais do seu utilizador para um sistema centralizado, quase em tempo real [103,132].

Face ao alcance e a enorme potencial a GTWM foi posteriormente reconvertida e comercializada com a designação de “Smart Shirt” pela companhia Sensatex Inc..

A “**Smart Shirt**” incorpora substratos têxteis, módulos eletrónicos embebidos e um sistema de transmissão de dados por sistemas sem fios. A integração destes componentes permite a aquisição, transmissão e análise de dados relativos à saúde ou ao estilo de vida de uma pessoa. Esta peça de vestuário, que pode ser usada em conjunto com as outras peças de roupa, pode ser descrita como “a camisa que pensa”, permitindo de uma forma confortável e, em tempo real, a medição ou monitorização de dados biométricos individuais como: frequência cardíaca; frequência respiratória; temperatura corporal e a quantidade de calorías consumidas.

Adicionalmente, sensores químico-sensitivos alertam acerca da presença de gases prejudiciais no ambiente próximo e um sensor de movimento permite obter um

acompanhamento acerca da postura e movimentos do utilizador, o que é particularmente importante para a reabilitação de pacientes (ou para monitorização desportiva), onde um conjunto de movimentos predefinidos deve ser executado de uma forma precisa, repetida e sequencial num determinado período de tempo. O sistema de alarme de queda fornece ainda valiosa informação, particularmente, para os idosos.

A “*Smart Shirt*” tem integrada uma matriz de fibras óticas plásticas e condutores e usa as fibras eletro-ólicas integradas no têxtil para adquirir informação biomédica. De uma forma análoga ao seu predecessor esta solução tecnológica assemelha-se a uma camisa sendo tecida através de uma técnica especial com fibras óticas e fibras electroconductoras e confeccionada através de tecnologia “seamless” de forma a garantir que não há descontinuidades na *Smart Shirt* e sendo capaz de detetar e monitorizar mais de 30 sinais fisiológicos.

Como os sensores são destacáveis da *smart Shirt* podem ser colocados em qualquer localização e, conseqüentemente, são ajustáveis para diferentes pessoas. Paralelamente, o tipo de sensores utilizados pode também variar em função das necessidades do utilizador, personalizando a peça de vestuário não só em função das características antropométricas do utilizador, mas também em função dos parâmetros a serem avaliados.

O acesso aos dados pode ser efetuado pelo utilizador através de um écran de pulso, um PDA ou ainda através da tecnologia de voz. A informação pode ser transmitida por um sistema sem fios para um computador e, em última análise, difundida através da internet.

As aplicações comerciais para esta peça de vestuário são:

1. Monitorização médica;
2. Monitorização obstétrica;
3. Monitorização de atletas;
4. Monitorização de doenças crónicas;
5. Monitorização de crianças/pediátrica;
6. Monitorização militar;
7. Monitorização de ensaios clínicos;
8. Biofeedback.

A “*Smart-shirt*” foi verdadeiramente a primeira tentativa de massificar e trazer a tecnologia de monitorização com base têxtil para o dia-a-dia das pessoas.

O sistema electrotêxtil “*Life Shirt*” foi um dos primeiros modelos comerciais desenvolvido pela empresa Vivometrics Inc. Utiliza sensores embebidos na estrutura têxtil e um PDA para registar e monitorizar mais de 30 sinais fisiológicos e variáveis biomecânicas. Esta sistema conta com 12 patentes que cobrem os sensores “utilizáveis” e os algoritmos do software proprietário [103,133].

A “*Life Shirt*” é uma camisa lavável de fácil cuidado e manutenção e com sensores embebidos. A medição da frequência respiratória efetua-se através de sensores cozidos na camisa à volta do peito e abdómen enquanto que a frequência cardíaca se realiza por intermédio de um canal simples de ECG. Um acelerómetro de dois eixos regista a posição do paciente e seu nível de atividade. Sistemas periféricos opcionais medem a temperatura, pressão arterial e a saturação de oxigénio.

O sistema é constituído por três componentes: A peça de vestuário têxtil, o sistema de aquisição e registo de dados e o pacote de software Vivologic de análise de dados e formulação de relatórios [103, 134].

O sistema *Life Shirt* integra um PDA que constantemente regista e encripta a os dados fisiológicos do paciente. O utilizador pode ainda registar informação complementar como sintomas, disposições, atividade diária e outras declarações que considere relevantes no seu diário digital, permitindo aos investigadores e aos médicos correlacionar estas entradas de dados subjetivas com parâmetros fisiológicos objectivamente medidos.

Adicionalmente, o software Vivologic é ainda responsável pela encriptação e desencriptação dos dados recolhidos de forma a poderem ser apresentados aos profissionais de saúde de uma forma fácil e segura.

As corridas de carros da fórmula Indy (USA) iniciaram a sua utilização durante as provas de competição, monitorizando os sinais vitais e as reações dos pilotos. Uma versão melhorada e utilizada em ambiente hospitalar já se encontra difundida em mais de 1000 hospitais em todo o mundo.

O sistema electrotêxtil desenvolvido pela ZOLL Medical Corporation, designado por “**ZOLL Life Vest**”, consiste num “desfibrilhador vestível” e possui um formato semelhante à parte de cima de um fato de banho. Tem um baixo peso, é lavável, confortável e pode ser usado todo o dia à exceção de quando se toma banho [103,135].

Este sistema foi especificamente concebido para paciente de elevado risco cardíaco e oferece uma proteção contra paragens cardíacas súbitas. O sistema é usado como uma peça de vestuário normal, junto à pele, e monitoriza o ritmo cardíaco através de elétrodos secos não “colados” diretamente na pele. Quando deteta qualquer anormalidade, potencialmente perigosa, ele prontamente emite um alarme de aviso. Se não for tomada qualquer ação pelo utilizador de forma a desativar o alarme o sistema irá desencadear um estímulo elétrico para restaurar o ritmo normal do coração.

Os têxteis eletrónicos podem também desempenhar um papel importante na prevenção da síndrome de morte súbita em recém-nascidos. A companhia Belga Verhaerth Design e a Universidade de Bruxelas desenvolveram um novo tipo de pijama que monitoriza os bebés durante o sono.

Estes pijamas têm a designação de “**Mamagoose**” efetuam o registo analógico de variáveis biomecânicas e integram um sistema de pletismografia induzido de análise respiratória. Estes pijamas têm cinco sensores especiais posicionados na zona do peito e do estômago. Três, de tipo convencional, para monitorizar os batimentos cardíacos do bebé e dois, de tipo piezoresistivos, para monitorizar a respiração. Este duplo sistema de sensores assegura um elevado nível de precisão na medida e de segurança através da sua redundância [136].

A unidade de controlo equipada com o sistema de alarme, está ligada diretamente ao pijama e efetua a monitorização em contínuo dos sinais vitais detetados. Um algoritmo de alarme vigia continuamente o padrão respiratório para detetar possíveis situações perigosas.

Estes pijamas são constituídos por dois componentes. O primeiro entra em contacto direto com o corpo do bebé, e é lavável à máquina. O segundo contém o sistema de sensorização, é lavável à mão. São fabricados em três tamanhos e feitos de um material não alergénico, tendo sido especialmente desenhados para manter os sensores posicionados na localização pretendida durante o uso.

Com o contínuo avanço na miniaturização e integração da microeletrónica, dos materiais optoelectrónicos, das tecnologias de informação e comunicação, bem como, dos sistemas de biotecnologia uma nova geração, mais complexa e sofisticada, de sistemas eletrotêxteis emergiu [109,137,138]. Estes sistemas são mais reduzidos, mais interligados com a estrutura têxtil, são praticamente indetetáveis pelo seu utilizador e possuem uma plêiade de novas aplicações, constituindo aquilo que se convencionou designar por “*plataformas e-health*”

A primeira plataforma baseada em materiais têxteis interativos e orientada para a reabilitação de pacientes cardíacos foi implementada no decurso do projeto Europeu **WEALTHY**. O sistema electrotêxtil desenvolvido pretende ser uma peça de vestuário confortável, capaz de adquirir simultaneamente, em ambiente natural e em tempo real, um conjunto de parâmetros fisiológicos como ECG, atividade respiratória, a postura, a temperatura e movimentos. A possibilidade também de poder efetuar a avaliação do risco de saúde e do risco físico para os seus utilizadores foi também uma preocupação dos investigadores [139, 140].

O núcleo do sistema consistia numa peça de vestuário tricotada onde os sensores e as suas ligações eram completamente integrados. Com este propósito foram desenvolvidos dois tipos de sensores têxteis: os do primeiro tipo consistiam num tecido elastomérico revestido com carbono e borracha e, eram dedicados à medição da frequência respiratória, enquanto que os do segundo tipo eram produzidos com fios metálicos e, eram dedicados à medição da frequência cardíaca.

A plataforma compreendia seis textrodos para ECG implementados através da construção de uma malha dupla, na qual a camada condutora está em contacto com a pele. Três textrodos de maior dimensão para a leitura da impedância. Conexões têxteis eletrocondutoras, baseada numa malha multicamada, na qual a camada responsável pela condução do sinal está ensanduichada entre duas camadas isolantes. Dois transdutores de temperatura incorporados na peça de vestuário e um conector incorporado para a interligação a um sensor de oximetria. O fio condutor foi fabricado com recurso a um monofilamento de aço inoxidável. O sistema completava-se com um sistema de comunicação sem-fios de curto alcance para transmitir os dados captados pela peça de vestuário para um computador e/ou *smart-phone*.

Posteriormente, com base na experiência adquirida neste projeto, os autores, evoluíram para uma peça de vestuário menos obstrutiva e mais simplificada desenvolvendo uma

segunda plataforma que designaram por “Wearable Wellness System – WWS”, que foi concebida para a monitorização de longa duração e para a prevenção da saúde [80, 141].

Esta plataforma tem em linha de conta as limitações da presença de humidade (transpiração e suor) sobre os eléctrodos e recorreram ao uso de um hidrogel, para tamponar as ligações de contacto, que e que devia ser colocado em cada sessão de leitura.

Todos os sensores estão completamente integrados na estrutura e são fabricados numa única fase do processo produtivo. Um tecido condutor liga a peça de vestuário a um sistema eletrónico que é capaz de adquirir os sinais fisiológicos e os transmitir via wireless.

A postura – sentado ou deitado – e ainda o nível de atividade foram monitorizados com recurso a acelerómetro triaxial integrado neste dispositivo eletrónico.

No decurso do projeto Europeu **Biotex**, Masuda et al. (2010) desenvolveram um sistema para análise em tempo real do suor durante o exercício físico. A maioria dos sensores desenvolvidos eram sensores têxteis integráveis no vestuário. Os restantes sensores (de tipo ótico e eletroquímico) foram pensados tendo em linha de conta a sua compatibilidade com os substratos têxteis [122, 142,143, 144].

Um grande número de sensores têxteis foi distribuído ao longo do corpo de forma permitir detetar vários parâmetros: PH, teor de sódio e condutividade que, conjuntamente com os outros sensores, permitia obter a taxa de transpiração, ECG frequência respiratória e oximetria.

3.5.1.2 - Aplicações na Segurança e Proteção

Neste âmbito vários sistemas eletrotêxteis interativos têm vindo a ser desenvolvidos. As de última geração integram capacidades de sensorização, comunicação de emissão de sinais de alerta, funcionando tipicamente em aplicações de comunicação sem fios e em plataforma WEB.

O novo paradigma deste tipo de soluções tecnológicas pode ser ilustrado pela plataforma desenvolvida no projeto europeu **e-SPONDER** que procura implementar

um portal que gere dados multicêntricos e presta serviços de gestão integrada de primeiros socorros em casos de catástrofes e acidentes [80,103,145].

Possui um pacote integrado de tecnologias e aplicações que, opera em tempo real, e constitui um centro operacional de emergência. A componente têxtil está ligada ao desenvolvimento de uma peça de vestuário interativa que recolhe – no terreno - dados fisiológicos, ambientais e de localização de bombeiros, polícias, prestadores de cuidados de saúde etc.

Esta peça de vestuário compreende uma camisa e um kispo que incorporam sensores têxteis e suporte para electrónica integrável (embedded) que permitem a detecção da função cardíaca, taxa de respiração e da temperatura da pele. Um smartphone é usado para receber os dados adquiridos pelos sensores têxteis e transmiti-los para a central conjuntamente com a localização do agente. Adicionalmente, quer a camisa quer o kispo têm características de barreira térmica e retardantes de chama.

3.5.1.3 - Aplicações na Reabilitação Remota

No quadro do projeto Europeu *MyHeart* foi desenvolvido um sistema de reabilitação neurológica de forma auxiliar os pacientes de enfartes ao nível da terapia da fala e da mobilidade. Este sistema foi concebido para utilização em ambiente hospitalar e/ou em meio doméstico com o auxílio de um enfermeiro ou de um familiar. Aquando da sua hospitalização os pacientes são treinados para a utilização do sistema [146-149].

Adicionalmente, o projecto visava ainda ganhar conhecimento acerca do estado de saúde de grandes grupos de indivíduos, através da monitorização dos seus sinais vitais, a fim de criar um modelo estatístico orientado para os cuidados de saúde preventivos, particularmente, para a prevenção do risco cardiovascular. Os objectivos gerais deste projecto encontram-se sumariados na figura 25.

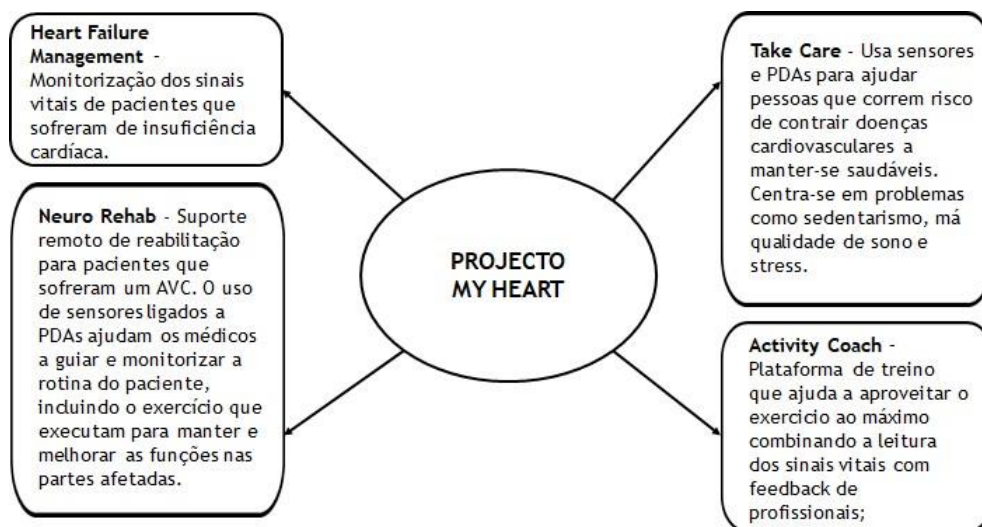


Figura 25 - Sinopse dos objetivos gerais do projeto Europeu My Heart. Fonte: Adaptado de [150]

Este sistema é baseado numa plataforma de sensorização têxtil capaz de detetar os movimentos e possui um módulo de software capaz de reconhecer se os movimentos executados durante a sua reabilitação é o correto.

O sistema foi concebido para assistir os pacientes de uma forma remota em casa ou, como possui suporte para sessões simultâneas de diferentes pacientes, numa clínica de reabilitação.

Após a fase de calibração o software de reconhecimento de movimentos inicia a emissão de dados em tempo real e ajuda os pacientes a realizar os exercícios de forma rigorosa por intermédio de sinais sonoros, e visuais coloridos como sejam “caras sorridentes” e “caras tristes”. O movimento deve ser repetido até que fique perfeito ou expire a sessão.

O reconhecimento do movimento é efetuado por sensores têxteis piezoresistivos aplicados por estampa e/ou impressão digital e encontram-se integrados no vestuário.

No âmbito do projeto Europeu **TREMOR** desenvolveu-se uma manga têxtil eletroactiva que integrava eléctrodos têxteis para a deteção e reconhecimento de movimentos e posterior estimulação elétrica corretiva. Esta manga possui zonas localizadas com diferentes tipos de sensorização para ajudar os pacientes com desordens do tipo motor [80,151-154].

O protótipo foi concebido com bases em testes ergonómicos, de conforto e de funcionalidade por forma a detectar os tremores e os controlar através de estimulação eléctrica. O sistema estava concebido com dois conjuntos combinados de “patches” de eléctrodos com uma distribuição diferenciada entre si, correspondendo aos diferentes grupos de músculos do braço.

Os eléctrodos tinham um formato redondo com aproximadamente 1 cm de diâmetro e um espaçamento entre si de 1 cm. O número dependente do tamanho da manga, tendo sido desenvolvidos protótipos com três tamanhos de forma a cobrir a maior parte das necessidades.

Esta plataforma combina textrodos com sensores têxteis biomecânicos para a deteção do sinal EMG e proceder à estimulação eléctrica quando requerido (Caldani et al., 2010).

Esta peça de vestuário eletroactiva pode ser usada todo o dia, durante a noite ou, então, durante determinados períodos de tempo. Tipicamente, uma monitorização mais detalhada ocorre durante o período após o acordar -manhã e no período que antecede o repouso noturno.

Um outro grande campo de aplicação do uso de têxteis inteligentes e interativos é o da promoção de um estilo de vida mais saudável. Este tipo de sistema favorece a tomada de consciência do estado de saúde e promove a prática de exercício físico, bem como, de uma melhor predisposição mental.

Existem alguns protótipos direcionados para a compensação da falta de sono reparador, stress, inatividade, síndromes metabólicas, e alterações do estado de humor.

O projeto europeu *PSYCHE* focou-se no desenvolvimento de uma plataforma de sensorização multi-paramétrica, de uso individual, de baixo custo baseada em e-têxteis e em sistemas eletrónicos amovíveis [155,156-158].

Este projeto baseou-se na experiência e nos resultados acumulados pelo projeto WWS supramencionado (leitura da frequência cardíaca, frequência respiratória, e nível de atividade) para integrar adicionalmente dispositivos de análise de voz, de avaliação do estado emocional e de indicadores de atitude. A base de dados do sistema incorporava ainda os dados referentes ao padrão de sono.

O projeto Medtex desenvolvido por belino et al., 2013 [159] promoveu o desenvolvimento de um colchão eletrónico inteligente, que integrava uma matriz de sensores piezoresistivos, (62) a fim de detetar a posição anatómica do paciente ao longo do tempo

e, comunicando-a em tempo real, para um PC para informar o pessoal de saúde da necessidade de mudar o posicionamento do doente acamado [159].

Este sistema electrotêxtil foi pensado como uma ferramenta para a profilaxia das úlceras de pressão, podendo ser utilizado de forma personalizada em hospitais, lares de terceira idade, clínicas de reabilitação e em ambiente doméstico.

3.5.1.4 - Mais Alguns Exemplos de Aplicações

Os cientistas da Universidade de Wollongong (Austrália) desenvolveram um “**Smart-Bra**” que muda as suas propriedades em função do movimento dos seios da mulher, proporcionando um melhor suporte e conforto para mulheres ativas, particularmente, em atividades desportivas ou de lazer que envolvam movimentos contínuos e/ou alternados [160]. Esta peça de vestuário efetua o ajuste automático (apertando ou relaxando) do sistema de fecho ou ainda endurecendo ou aligeirando as copas de forma a restringir o movimento dos seios, prevenindo as dores nos seios e flacidez. Os sensores estão incorporados nas alças de um soutien normal.

A companhia Belga Starlab desenvolveu um fato para jogging que regista a frequência cardíaca em função do tipo de música que é tocada. A música é assim adaptada ao ritmo cardíaco induzindo o utilizador a um ritmo mais ou menos elevado.

A companhia Finlandesa Polar, desenvolveu uma peça de vestuário com uma banda condutora flexível de um canal (ECG) e um transmissor de que envia os dados para um recetor localizado no pulso. A análise da frequência cardíaca permite ao gestor desportivo um controlo profissional da situação do atleta, ajustar os treinos ou controlar uma eventual reabilitação.

A Universidade de Bolton desenvolveu e comercializa um cobertor de monitorização térmica utilizado para avaliar a temperatura do utilizador e emitir um alarme em caso de alteração significativa.

A Ralph Lauren lançou o seu modelo de roupa tecnológica designado por **Polo Tech [161]**. Esta peça de vestuário é construída com base em fios eletrocondutores, revestidos de prata, e tecidos diretamente na estrutura têxtil. Para além do estilo e conforto característicos desta marca este modelo permite ainda avaliar a frequência

cardíaca, a frequência respiratória, contabiliza o número de passos e informa as calorias dissipadas.

A companhia Polar comercializa ainda um modelo de camisa desportiva denominado de **Polar Team Pro Shirt**. Esta peça de vestuário com tecnologia vestível permite a medição da frequência cardíaca e incorpora ainda um GPS e um sistema de medição de movimento. Orientada para a actividade desportiva possibilita a visualização e posicionamento em tempo real dos seus utilizadores num Tablet.

A empresa Canadiana Komodo Technologies, Inc. desenvolveu uma manga têxtil inteligente, lavável na máquina até 100 vezes - **AIO Smart Sleeve** - com múltiplas funcionalidades [162]. Esta manga elástica de compressão para atletas permite melhor o seu rendimento desportivo através de um melhor fluxo sanguíneo aos músculos. As suas componentes sensoriais permitem ainda avaliar a frequência cardíaca do utilizador, os dados do sono, o nível e intensidade da actividade física, a temperatura corporal, a qualidade do ar ambiente e ainda informação acerca da radiação UV. Os algoritmos de controle incorporados nesta solução tecnológica permitem ainda ter uma ideia do estado geral de saúde do seu utilizador, bem como do: tempo de recuperação física após exercício intenso; níveis de stress; reacção aos alimentos e reacção ao álcool e drogas.

A também companhia Canadiana Hexoskin comercializa um modelo alternativo de camisa desportiva a Hexoskin smart [163]. Recentemente, em Setembro de 2018 esta companhia lançou no mercado o modelo Astroskin [164] que é uma T-shirt que tem o potencial de avaliar os sinais vitais dos astronautas em tempo real e transmiti-los para a terra através de rede sem fios. Foi desenvolvido pela Carré Technologies, e está a ser testado em expedições na Antártida, permitindo o controle remoto dos investigadores a partir da Universidade do Quebec. Os resultados deste ensaio serão partilhados com a Agência Espacial Canadiana para possíveis futuras missões no espaço.

A companhia Americana Athos comercializa um fato desportivo muito focado na avaliação do desempenho muscular [165]. Os seus modelos **Athos training clothes** permitem efetuar eletromiografia de superfície a fim de melhorar o desempenho muscular. Adicionalmente são também capazes de procederem a uma monitorização da frequência cardíaca e respiratória.

A palavra Japonesa Heddoko, que significa treinador, deu o nome à companhia Heddoko Inc. que comercializa um modelo de vestuário inteligente - **Heddoko** – completamente focado na análise tridimensional do movimento corporal [166]. Esta proposta visa fundamentalmente a melhoria da do desempenho desportivo, a prevenção de riscos de trabalho. A correção de postura e a gestão do processo de reabilitação.

O modelo **Smoozi D-Shirt**, comercializado pela empresa Francesa Cityzen possui uma matriz de microsensores embebidos na estrutura têxtil da peça de vestuário [167]. Esta “digital shirt” é, de facto, uma t-shirt dedicada aos amantes do desporto (ou para profissionais) que incorpora um GPS e permite a medição da temperatura corporal, da frequência cardíaca, o percurso percorrido, a velocidade e a altitude. Recentemente assinou um acordo com a empresa de artigos desportivos Asics.

Os modelos de vestuário biométrico desenvolvidos pela empresa OM Signal apresentam duas propostas distintas. Uma t-shirt para homem e um soutien para senhoras. Estes modelos têm ambos a designação comercial de **OMsignal Biometric Smartwear [168]**. A sua componente têxtil assegura-lhes um conforto termofisiológico otimizado, controle de odor e compressão com um comportamento ajustado, enquanto o seu sistema electrotêxtil assegura a medição da frequência cardíaca, da variabilidade cardíaca, da frequência respiratória, do volume respiratório, das calorias dissipadas, o registo do percurso, do número de passos e da intensidade do movimento. Estes modelos são laváveis na máquina e já são comercializados em Portugal pela empresa Ibersaúde.

As meias desportivas **Sensoria Running Socks 2.0** da companhia Sensoria têm incorporados sensores de têxteis de pressão que, em tempo real, permitem controlar não só a forma da passada como também avaliar o seu correto posicionamento a fim de prevenir patologias decorrentes do *running* [169]. Adicionalmente permite também controlar a distância percorrida, o tempo do percurso, a cadência, a intensidade e obter um mapa de temperatura do pé.

A empresa Samsung lançou em 2015 uma linha de fatos inteligentes conhecidos por **Samsung NFC Suit 4.0** que são desenvolvidos pela sua divisão de moda eletrónica - C&T Fashion Division – e que integram a sua plataforma de wearable, também, conhecida por Humafit, que visa integrar o design de moda e a tecnologia [170]. Estes modelos podem integrar a “Bio-Smart Shirt”, que através de sensores têxteis permitem

obter um electrocardiograma, electromiograma e efectuar monitorização da frequência respiratória. Adicionalmente, este modelo de fato tem um botão embebido na manga que através de comunicação NFC permite activar o smartphone do utilizador de forma a trocar cartões de visita ou efectuar pagamentos através da carteira electrónica da Samsung.

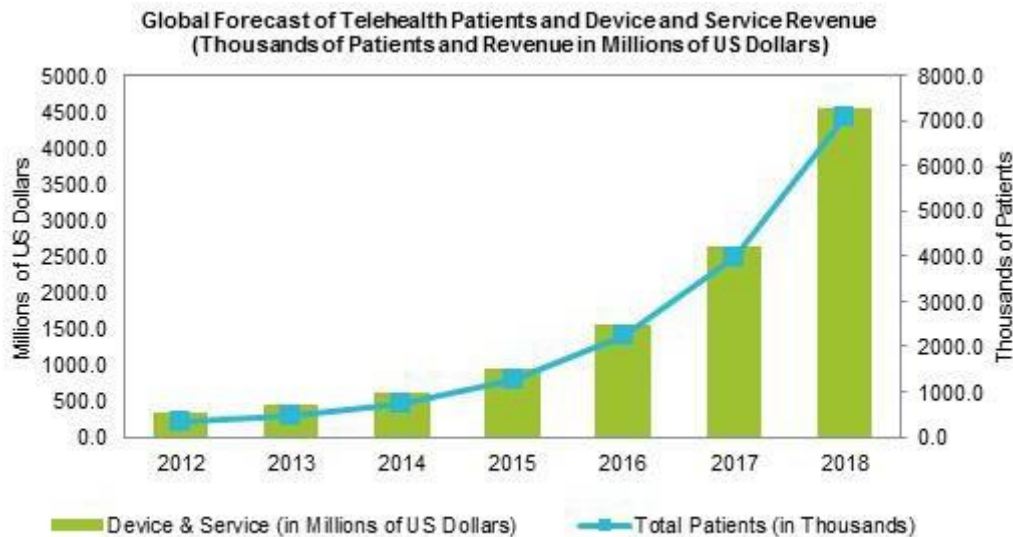
A empresa de consultadoria Canadiana Vandrico Solutions Inc. mantém atualizada, quase numa base diária, uma base de dados de têxteis eletrónicos e tecnologia vestível, (Vandrico Wearable Tech Market databas - <https://vandrico.com/wearables/list>). Na altura em que esta tese foi escrita a base dados contava com 433 entradas organizadas alfabeticamente.

Em jeito de conclusão, podemos afirmar que a interligação entre os têxteis eletrónicos com as mais modernas tecnologias permitiram o aparecimento e a potenciação de conceitos como e-Health, p-health e telemedicina [171-173].

- Os têxteis interativos ou eletrotêxteis, são um novo segmento de mercado que resulta da miniaturização da eletrónica e da queda de preços dos componentes e dos custos de fabricação quer dos dispositivos eletrónicos quer dos produtos têxteis;
- Também os desenvolvimentos dos materiais, estruturas e acabamento têxteis; sensores médicos e sistemas de comunicação móveis acentuaram a criação de uma nova geração de vestuário biomédico capaz de melhorar significativamente a qualidade de vida de alguns grupos populacionais, ou ainda criar novo vestuário para o desporto e lazer - vestuário de alto desempenho - com novas funcionalidades e capacidades integradas.
- O sistema electrotêxtil integrado permite o contacto em tempo real entre os especialistas e os utilizadores, podendo ser aconselhados ou mesmo alertados quando algum parâmetro evolui de forma desfavorável abrindo a porta a uma medicina “personalizada”.
- Estes novos sistemas tornaram-se assim importantes facilitadores para acompanhamento e tratamento no que toca a cuidados de saúde, quer ao nível hospitalar quer ao nível ambulatório, começando assim a verificar-se mudanças revolucionarias não só para os pacientes mas também para empresas do sector

da saúde, sendo que, os benefícios destes sistemas interativos são mais visíveis ao nível da melhoria da qualidade da prestação médica - desde o diagnóstico, atendimento até a promoção da saúde, bem como, ao nível da redução dos custos da saúde.

- A figura 26 dá-nos uma ideia da importância deste mercado.



Source: IHS, January 2014

Figura 26 - Previsão global do número de pacientes de telemedicina e da receita - Fonte: [58]

3.6 – Sensores Inerciais

Os sensores inerciais são os sensores mais comuns quando se pretende efetuar a medição do movimento e/ou da atividade física realizada pelo objeto de estudo. Os sensores inerciais compreendem acelerómetros e giroscópios e, quando combinados entre si, tornam-se particularmente efetivos na medição rigorosa do movimento. O seu pequeno tamanho torna-os adequados para serem integrados em sistemas de medição em qualquer zona do corpo [28].

3.6.1 - Acelerómetros

Um acelerómetro é um dispositivo para medir forças de reação induzidas pela aceleração ou gravidade. Estão disponíveis modelos de um ou vários eixos para detetar a magnitude e direção da aceleração como uma grandeza vetorial.

Estes sensores podem ser usados para determinar inclinação, vibração e choque e estão presentes de modo crescente em dispositivos eletrônicos portáteis e controladores de jogos de vídeo.

3.6.1.1 - Princípios Físicos

Um acelerômetro mede a aceleração e a gravidade a que está sujeito. Ambas são tipicamente expressas em unidades do SI em metro/segundo² (m/s²) ou mais popularmente em termos de força-g [174].

Os efeitos da gravidade e aceleração são indistinguíveis, de acordo com o princípio de equivalência de Einstein. Como consequência, a saída de um acelerômetro tem um desvio provocado pela gravidade local. Isto significa que, talvez contra a normal intuição, um acelerômetro em repouso na superfície da terra indicará 1g ao longo do eixo vertical.

Para obter a aceleração apenas relativa ao movimento, este desvio tem de ser subtraído. Ao longo dos eixos horizontais o dispositivo indica diretamente a aceleração. Pelo contrário, a saída do dispositivo será zero em queda livre, onde a aceleração segue exatamente a gravidade.

Isto inclui o uso em naves espaciais que orbitam a terra, mas não quedas “não livres” com resistência de ar, onde forças resistivas reduzem a aceleração até ser atingida a velocidade terminal, ponto em que o dispositivo indicaria novamente 1g de desvio vertical.

Para o fim prático de determinar a aceleração de objetos em relação à terra, como o uso em sistema de navegação inercial, a correção à gravidade no eixo vertical costuma ser feita de modo automático, por exemplo calibração do dispositivo em repouso.

3.6.1.2 - Estrutura

Os acelerômetros hoje em dia são principalmente pequenos sistemas eletromecânicos (MEMS). A micromaquinação, ou manufatura de pequenas estruturas mecânicas móveis, é considerada uma das mais significativas novas tecnologias desde a engenharia genética.

Financiada por governos, universidades e corporações em todo o mundo, os investigadores conseguiram construir motores mais pequenos que a cabeça de um alfinete. Construíram manipuladores complexos capazes de agarrar uma única célula de sangue e demonstraram protótipos de micromáquinas, desde engrenagens a motores a vapor microscópicos – noções antes reservadas aos escritores de ficção científica. Entretanto, muitos destes surpreendentes dispositivos migraram dos laboratórios para o mercado comercial, tornando-se cada vez mais parte do nosso “dia- a-dia” eletrónico. Agora, muito é feito com processos standard de semicondutores para fabricar estas pequenas estruturas mecânicas.

A micromaquinação superficial, da qual os acelerómetros são o produto por definição, não deve ser confundida com o processo de micromaquinação em massa usado por exemplo para criar acelerómetros piezoresistivos atualmente no mercado.

Nesta, as peças móveis são esculpidas por remoção de material de uma estrutura relativamente espessa, que é incompatível com a procura associada a processos de grande volume. A micromaquinação superficial, por seu lado, envolve depositar e agregar filmes finos no substrato – tal qual o processo de fabrico de ICs. Isto cria estruturas muito mais pequenas, complexas e alinhadas com precisão tipicamente 20X mais pequenas (0.58mm x 0.66mm) [175].

As muito mais pequenas dimensões também deixam espaço para a inclusão de todos os necessários circuitos de acondicionamento de sinal e teste no mesmo chip – uma aproximação não exequível com dispositivos de micromaquinação em massa. Assim, a micromaquinação superficial é uma técnica para construir estruturas eletromecânicas em silício.

Juntamente com circuitos de acondicionamento de sinal, sistemas eletromecânicos completos podem ser economicamente construídos numa única peça de silício. As primeiras aplicações comerciais de sucesso para este tipo de sensores foram acelerómetros para airbags de automóveis.

Como exemplo, a Analog Devices (www.analog.com) fabrica acelerómetros para usar como sensores de airbag que incluem o sensor e o acondicionamento de sinal num único chip de área inferior a 5mm².

Desde então, o trabalho divergiu para um sem número de diferentes direções. Os novos desenvolvimentos estão centrados em 3 áreas: aperfeiçoamento do desempenho, maior integração e novas funcionalidades. Foram desenvolvidos acelerómetros de baixo g com resoluções na casa dos mili-g (indo até milhares de g no sentido oposto) e acelerómetros de saída digital usando um loop sigma-delta.

Desenvolvimentos recentes incluem também giroscópios baseados em micromaquinação superficial. Face à variedade de resoluções compete ao responsável do sistema tomar opções de compromisso entre a sensibilidade e a aceleração máxima pretendida.

Existem acelerómetros de 1, 2 e 3 eixos, com várias sensibilidades, baixo consumo e preço, possibilitando a construção de matrizes de sensores. Estes sensores medem com precisão a posição, movimento, inclinação, choque e vibração, com larguras de banda variadas conforme a aplicação. Permitem medir a aceleração da gravidade em aplicações de inclinação ou a aceleração dinâmica resultante de movimento, choque ou vibração [176].

As suas principais aplicações incluem:

- Actigrafia;
- Aceleração e desaceleração de veículos;
- Vibração em veículos, máquinas, prédios, sistemas de controlo de processos e instalações de segurança;
- Medição da atividade sísmica, inclinação, medição de velocidade e distância com ou sem influência da gravidade;
- Notebooks equipados com acelerómetros para investigação científica em tremores de terra;
- Comportamento de animais quando fora de alcance (ciências biológicas);
- Aplicações médicas (nível de compressão em manobras de reanimação);
- Medição de velocidade e distância percorrida por atletas, ou contador de passos.
- Medição de forças de atuação em treino físico;
- Transportes (navegação inercial, aceleração negativa para atuar airbags, sistemas de controlo de estabilidade de eletrónica);
- Dispositivos eletrónicos (sistema de proteção ativa em laptops, interface com utilizadores em smartphones e PDAs, a consola Wii, alinhamento de ecrãs

quando o laptop está inclinado, mudança entre modos vertical e horizontal em laptops e câmaras digitais, mudança de músicas em telemóveis ou MP3, estabilização de imagem).

Capítulo 4

Desenvolvimento Experimental

O sistema electrotêxtil desenvolvido neste trabalho de investigação foi construído no Departamento de Ciência e Tecnologia Têxteis da Universidade da Beira Interior no âmbito da sua participação no projeto MEDTEX – “*Revestimentos têxteis inteligentes para acamados e pessoas com mobilidade reduzida*” financiado pelo QREN-Quadro de Referência Estratégico Nacional [159].

O desenvolvimento da componente experimental deste trabalho de investigação, decorreu de acordo com a metodologia expressa na figura 27.

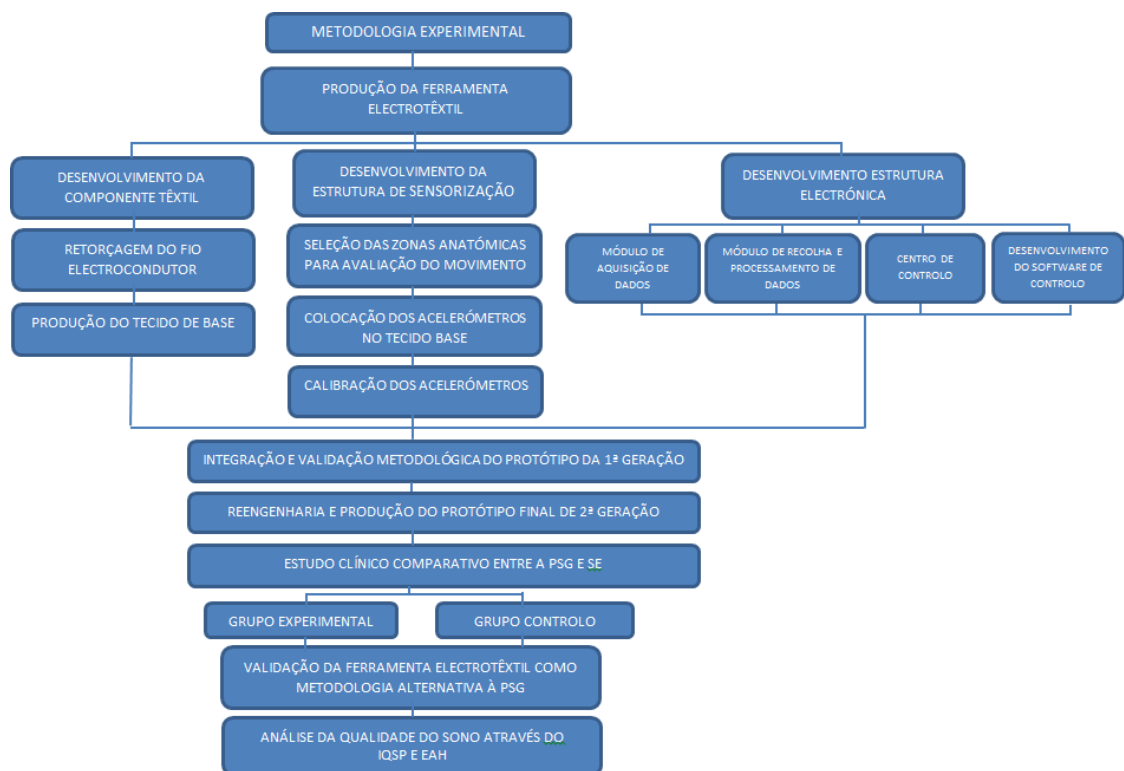


Figura 27 - Sinopse do desenvolvimento experimental realizado

Este processo decorreu de uma forma interativa, em que as diferentes tarefas geraram conhecimento e/ou materiais para a afinação e reengenharia do protótipo produzido. Assim, o trabalho foi estruturado de uma forma modular e executado faseadamente:

1ª FASE – Desenvolvimento de um sistema têxtil electroactivo que, de uma forma completamente automática, procede à deteção, classificação e registo dos movimentos dos pacientes durante o seu sono noturno;

2ª FASE – Conceção e desenvolvimento de um estudo clínico comparativo entre a ferramenta electrotêxtil (FE) desenvolvida e o estudo polissonográfico (PSG) para dois grupos de teste;

Esta segunda etapa deste trabalho de investigação, consistiu na definição dos critérios de inclusão e de exclusão; seleção e caracterização da população estudada (pacientes com pré-diagnóstico de apneia do sono); elaboração de inquéritos para avaliar a qualidade do sono; preenchimento e entrega do formulário de consentimento informado; e qualificação dos recursos humanos para a manipulação dos sistemas de leitura de dados. Finalmente, na execução experimental planeada;

3ª FASE – Processamento estatístico dos dados recolhidos. Esta fase consistiu na análise estatística sobre os registos recolhidos em simultâneo - informação polissonográfica (actigrafia de dois canais dos membros inferiores) e dos dados adquiridos com o dispositivo electrotêxtil (acelerómetros dos membros inferiores) dos sujeitos estatísticos avaliados. Nesta fase procedeu-se ainda à verificação e validação da relação entre o número e tipologia dos movimentos obtidos com cada um dos sistemas de medida utilizados.

De salientar que o processo de medição das posições anatómicas do paciente não tem qualquer interferência com o processo de polissonografia clínica normalmente efetuado, pois recorre a um revestimento em forma de colchão, que será colocado entre o paciente e a cama de teste.

4.1 - Produção do Protótipo de Avaliação da Cinesiologia dos Pacientes

4.1.1 - Produção da Estrutura Têxtil

Esta etapa consistiu na produção e otimização de uma ferramenta electrotêxtil que permitisse a medição e registo dos movimentos noturnos.

Dado a especificidade do objetivo pretendido, optamos por desenvolver um colchão eletrónico que pudesse ser utilizado, quer em ambiente hospitalar quer em ambiente doméstico, e não fosse intrusivo ou causasse qualquer perturbação no sono dos seus utilizadores.

Nesta circunstância procedeu-se ao desenvolvimento de colchão têxtil com o mesmo comprimento (1,9m), largura (0,9m) e espessura (5 cm) de um colchão normal aplicado em meio hospitalar, particularmente, na enfermaria dedicada ao estudo do sono. As especificações dos materiais têxteis foram pensadas de forma a permitir a conceção de um produto facilmente escalável para meio industrial e com custos controlados.

Assim, de um conjunto de soluções tecnológicas passíveis de serem implementadas, optou-se por uma estrutura de tipo “compósito” constituída por três camadas: camada superior, camada intermédia e camada inferior.

A primeira e terceira camadas são camadas de proteção e de suporte, tendo sido construídas em espuma de poliuretano. A segunda camada - camada de sensorização – é constituída por um tecido no qual estão incorporados os fios eletrocondutores e uma matriz de sensores inerciais que foram colocados em áreas pré-determinadas, correspondentes às grandes zonas anatómicas do ser humano e das quais pretendemos avaliar os seus movimentos.

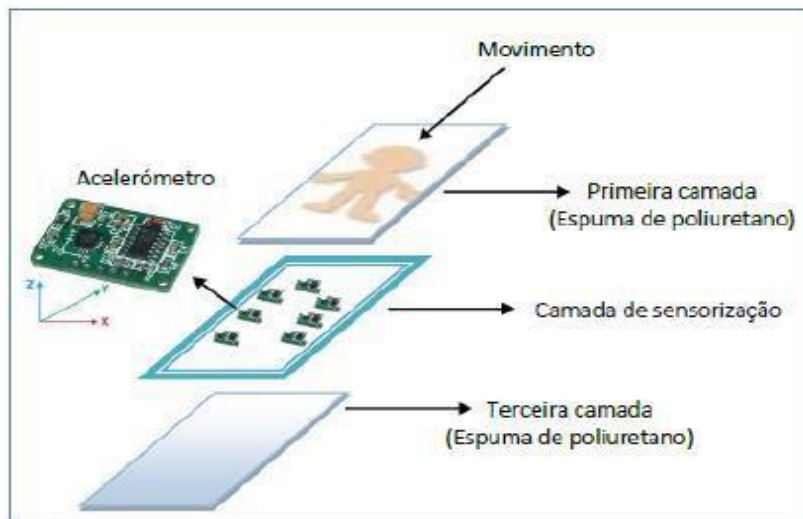


Figura 28 – Detalhe da composição da estrutura eletrotêxtil

O fio eletrocondutor era constituído por um fio 100% acrílico, dada a sua baixa taxa de absorção de humidade, alta tenacidade e boa disponibilidade no DCTT, com uma massa linear de 66,7 Tex (2/30 Nm) retorcido com três filamentos metálicos 100% Inox, com um diâmetro de 0,035 mm, e com uma massa linear equivalente de 22,5 Tex (44 Nm) adquirido à empresa Italiana Torcitura Vittorio Maule.

A retorção foi efetuada no retorcedor Mecano Têxtil RT existente nas oficinas do DCTT tendo-se obtido um fio final com uma massa linear equivalente de 89,2 Tex (11,2 Nm) com um valor de retorção de 730 v/m de sentido direito.



Figura 29 – Pormenor do filamento utilizado no fio electroconductor.

De acordo com o estabelecido na norma ASTM D4496 – 13 (*Standard Test Method for D-C Resistance or Conductance of Moderately Conductive Materials*), e com o auxílio de um multímetro digital efetuamos a medição da resistência dos fios electrocondutores, individualmente para cada um dos sete 7 circuitos, desde o módulo de recolha de dados até aos acelerómetros, tendo sido obtido um valor médio de 32 ohms. Os circuitos electrocondutores foram posteriormente selados, em todo o seu percurso, com um silicone a fim de garantir o seu isolamento e integridade. Este processo foi repetido nas bordas de conexão do módulo de recolha de dados e nos pontos de ligação dos acelerómetros.

Para a estrutura de suporte dos sensores foi fabricado um tecido 100% acrílico cujas principais características estão expressas na tabela 19:

Tabela 19 – Características do tecido de suporte.

| TECIDO DE BASE | |
|-----------------------------|---------------|
| Composição | 100% Acrílico |
| Título do fio à teia | 2/30 Nm |
| Título do fio à trama | 2/30 Nm |
| Densidade à teia (fios/cm) | 26 |
| Densidade à trama (pass/cm) | 24 |
| Massa (g/m ²) | 350 |
| Ligamento | Tafetá |

A figura 30 ilustra o processo de tecelagem do referido tecido.



Figura 30 – Pormenor do processo de fabricação da camada intermédia.

4.1.2 - Desenvolvimento da Estrutura de Sensorização

As especificações do sistema de sensorização foram definidas tomando em consideração as seleções efetuadas ao nível das variantes têxteis da estrutura projetada e do processo tecnológico de produção escolhido.

Foi concebido um modelo inicial da matriz de sensorização (acelerómetros), com a respetiva distribuição, tamanho, localização e condições de interferência (ruído) da linearidade, repetibilidade, histerese, temperatura, sensibilidade, resolução, rigor, duração, tipo e capacidade de alimentação energética, autonomia de funcionamento, formas de armazenamento e processamento da informação, modelo estatístico de tratamento dos dados e sistema de segurança da informação (ativa e passiva).

O sensor inercial utilizado é o acelerómetro digital ADXL345 da Analog Devices de 13 bit de resolução com uma gama de resolução de $\pm 16g$ e com 3 eixos com saída analógica [176,177]. A utilização deste sensor visa determinar a quantidade e direção do movimento noturno do paciente ao longo do tempo e relacioná-lo com o traçado polissonográfico, permitindo estabelecer uma relação entre a qualidade do sono e a tipologia dos movimentos noturnos.

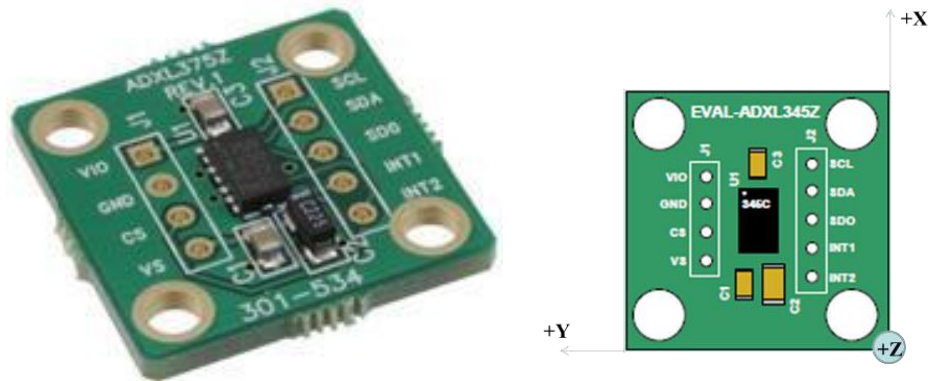


Figura 31- Pormenor (A) e corte esquemático (B) do acelerómetro ADX345

As suas principais características estão expressas na tabela 20.

Tabela 20 – Características do acelerómetro. Fonte: [178]

| CARACTERÍSTICA | VALOR |
|----------------------------------|--------------------|
| Gama de deteção | $\pm 1ms^{-2}$ |
| Sensitividade de deteção | 1,9 V/ ms^{-2} |
| Frequência de resposta | 0,8 ~1000 Hz |
| Frequência de ressonância | 10 ~1,5 kHz |
| Tamanho | 20,5 x 12,5 x 5 mm |
| Intensidade de corrente | 0,5 mA |
| Peso | 4g |

O sistema de sensorização idealizado teve ainda em conta as grandes áreas anatómicas do corpo humano com interesses para a presente investigação, bem como, para a o desenvolvimento de estudos complementares futuros.

Desta forma e, tendo em conta as dimensões anatómicas para uma pessoa média, procedeu-se à integração de um acelerómetro na zona do tronco, um na zona da anca, dois nas zonas das pernas, dois nas zonas dos braços e um para zona do pescoço e da cabeça.

Esta integração foi conseguida através de um processo de cerzadura do acelerómetro nas zonas pré-seleccionadas. Houve ainda o especial cuidado para que nenhum dos fios electrocondutores se sobrepusesse ou entrasse em contacto entre si. Os pontos de conexão entre o fio electroconductor e os terminais no acelerómetro foram soldados e recobertos com silicone.

Cada sensor indica autonomamente não só a intensidade do movimento, mas também a sua direção, permitindo a geração de informações que podem ser apresentadas na forma de gráficos interativos e tabelas.

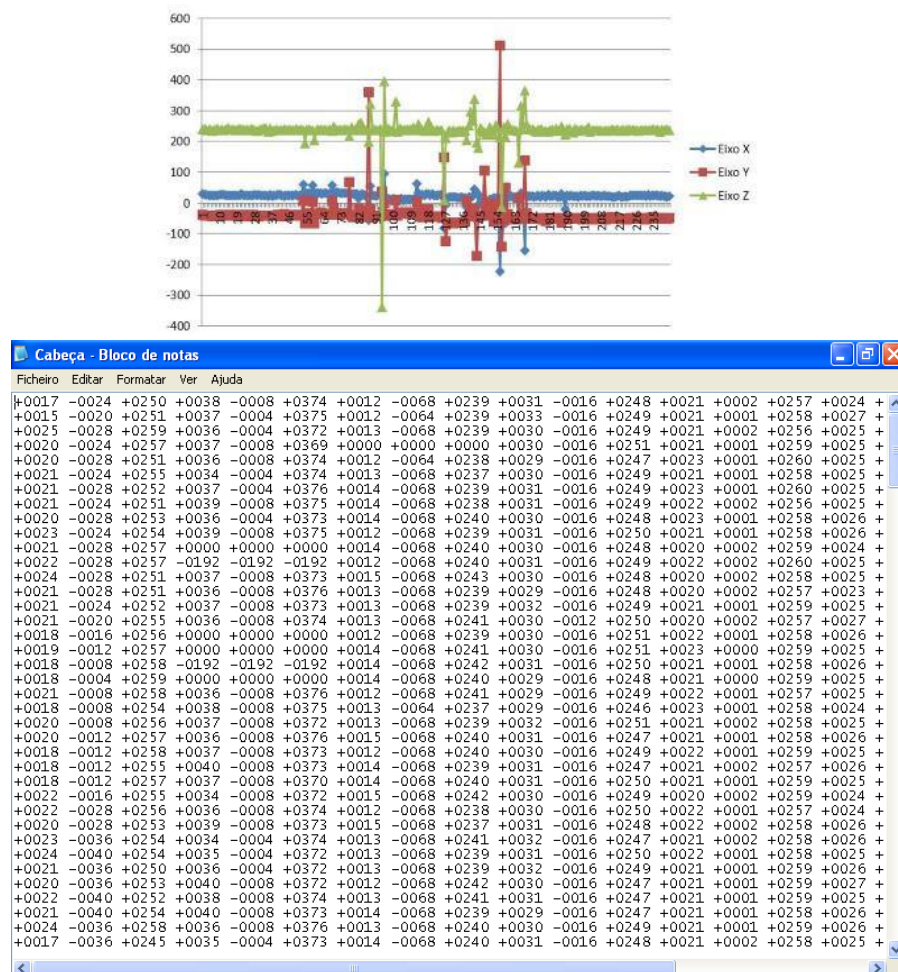


Figura 32 - Pormenor dos dados recolhidos para a zona da cabeça durante os testes preliminares

A estrutura eletrónica completa compreende ainda a existência de um centro de controlo (CC), um módulo de aquisição de dados (MA) e um módulo de recolha e processamento de dados (MRP).

O MA (figuras 33 e 34) é diretamente integrado no substrato têxtil, sendo responsável pelo acondicionamento e aquisição dos sinais gerados pela rede de acelerómetros, enviando-os posteriormente para o MRP (figuras 35 e 36), onde se efetua um processamento prévio dos dados e ulterior encaminhamento para o CC.

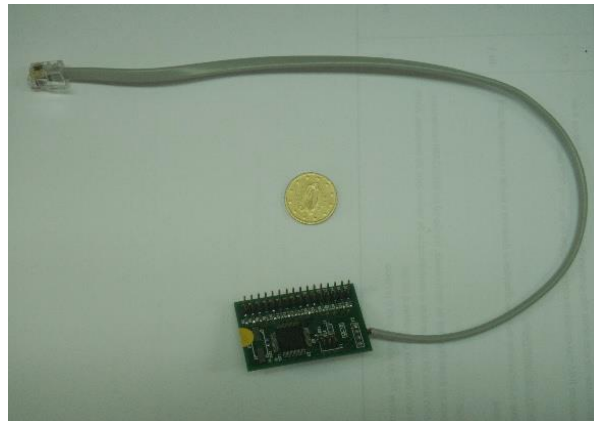


Figura 33 – Pormenor do módulo de aquisição.

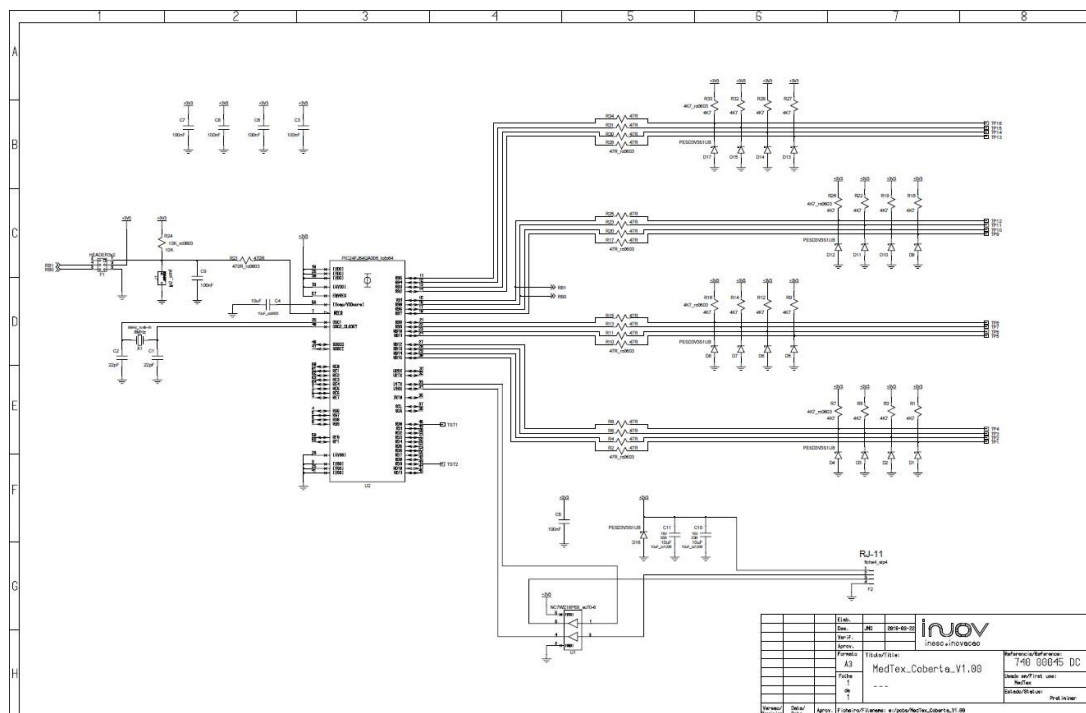


Figura 34 - Esquema elétrico do módulo de aquisição.

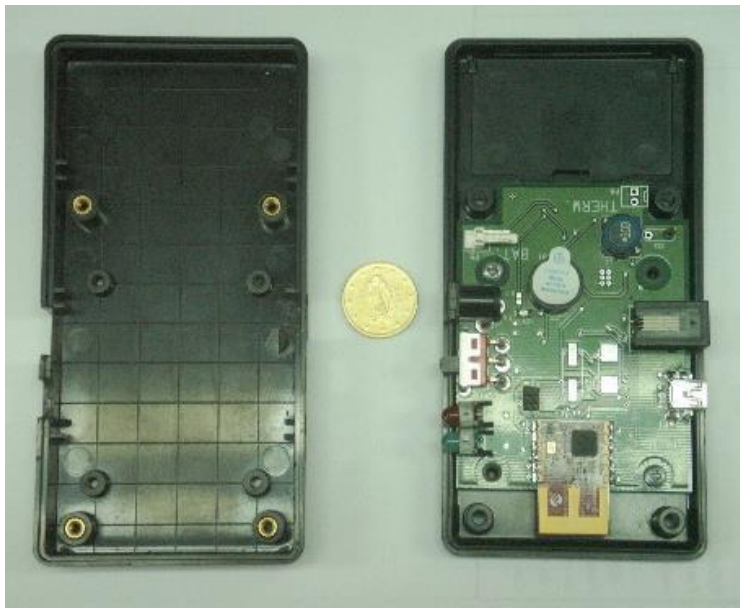


Figura 35 – Pormenor do módulo de recolha e processamento.

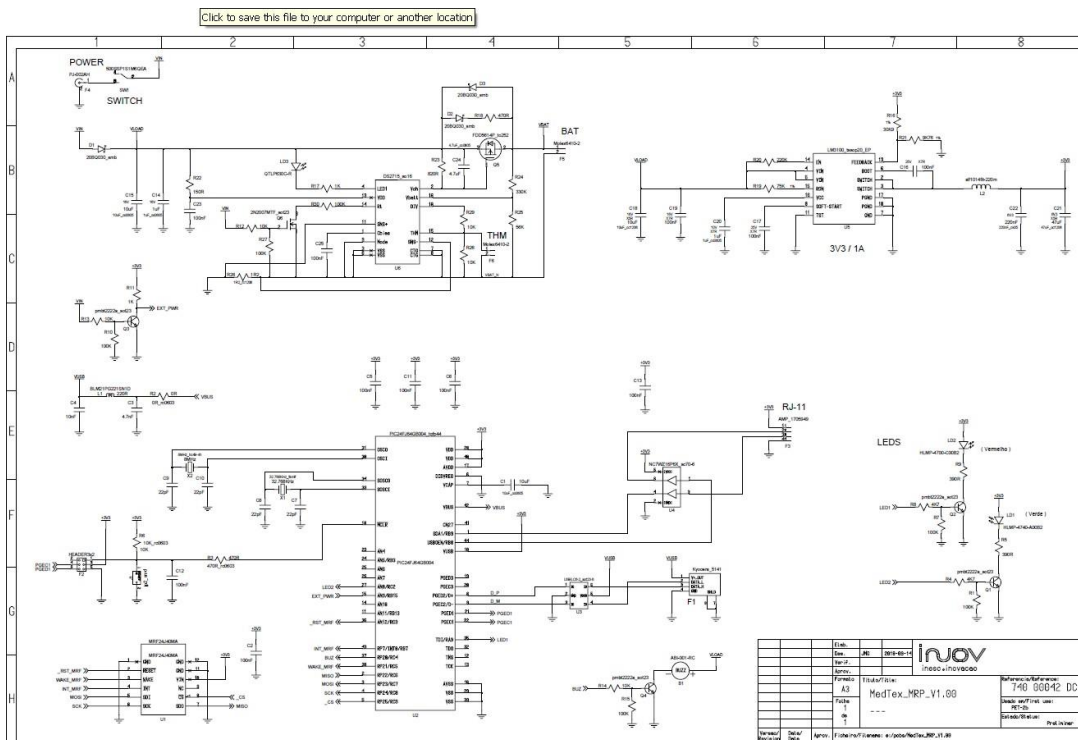


Figura 36 - Esquema elétrico do módulo de recolha e processamento.

Em paralelo com o desenvolvimento dos módulos eletrónicos foi construída uma solução de software – *Sleep Talk* - que executa a gestão completa de todo o processo e armazena na base de dados a informação recolhida. Este software permite o acompanhamento em tempo real dos dados de cada um dos eixos - para todos os acelerómetros – disponibilizando, através de uma interface gráfica, a identificação e o número de movimentos para cada zona estudada e para cada paciente, bem como, o seu histórico de movimentos para as áreas anatómicas pré-definidas. A figura 37 ilustra um ecrã do referido software.

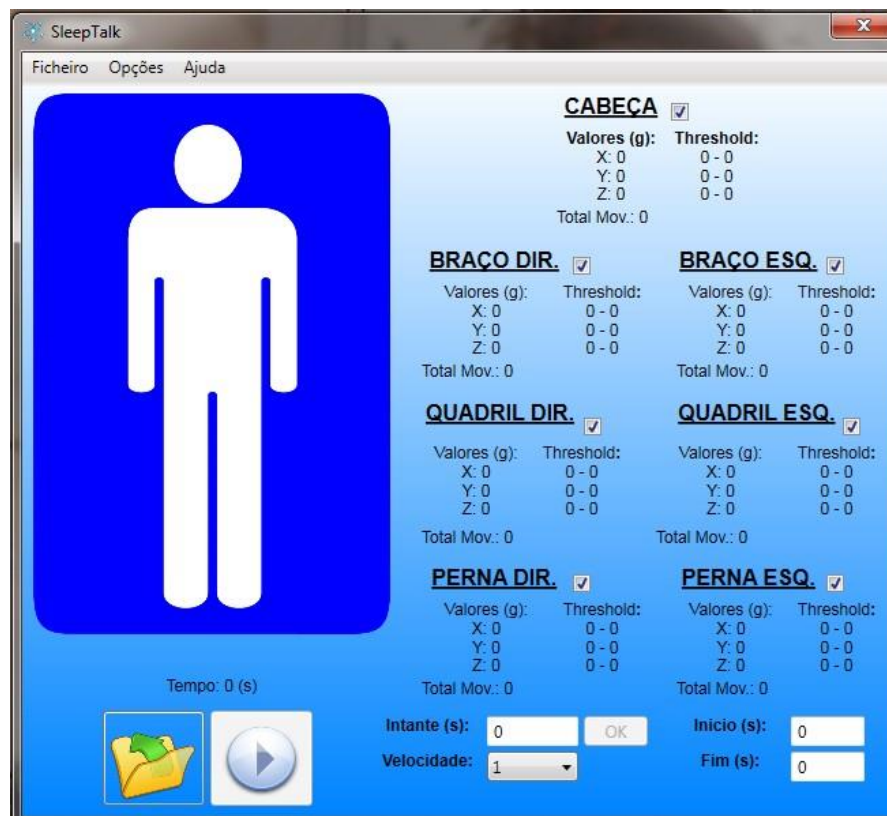


Figura 37 - Visualização de um output do software desenvolvido.

4.1.3 - Especificações de Comunicação de Dados

Foi definida a parametrização do software de comunicação de dados específico, avaliação do conteúdo e frequência de transmissão, largura de banda, alimentação energética. A infraestrutura de comunicação de dados ficou assente na norma IEEE 802.15.4.

A transmissão de dados é efetuada em tempo real ou através de consulta a pedido por um operador/utilizador. Esta far-se-á através de comunicações sem fios (*wireless*) entre o sistema de sensorização e a unidade de processamento (um servidor de aplicações em ambiente hospitalar ou um PDA/PC/TELEMÓVEL em ambiente doméstico), de forma a obviar a restrições e maximizar as suas potencialidades.

As comunicações para a plataforma remota foram baseadas em tecnologias sem fios, sendo o acesso a este servidor baseado no protocolo TCP/IP. O servidor de aplicações foi constituído por vários módulos, particularmente, *BackOffice*, aplicações web, base de dados relacional, gestão de acessos, gestão de configurações (personalização) e gestão de dados (estatísticas).

4.1.4 - Validação Metodológica do Sistema Electrotêxtil Integrado

A integração do sistema electrotêxtil foi efetuada em várias fases através do desenvolvimento de um protótipo de primeira geração e posterior reengenharia desse protótipo com o desenvolvimento de um protótipo de 2^a geração.

Esta tarefa foi largamente baseada no trabalho, por mim efetuado, aquando da minha participação no projeto QREN SI&IDT 5330 – “MEDTEX – *Revestimentos Têxteis Inteligentes para Acamados e Pessoas com Mobilidade Reduzida*”.

Assim, esta tarefa foi facilitada pelo conhecimento e experiência adquirida no decorrer do supramencionado projeto, tendo decorrido de acordo com os requisitos necessários para os sensores utilizados – acelerómetros triaxiais – e de acordo com os parâmetros operacionais dos módulos eletrónicos selecionados.

Foram feitos vários ensaios de teste de integração que obtiveram bons resultados. No entanto o método de interligação da estrutura têxtil à componente eletrónica necessitou de melhorias que foram feitas e testadas, conforme ilustrado nas figuras 38A e 38B.



Figura 38A- Pormenor dos trabalhos iniciais da integração da estrutura electrotêxtil num protótipo de 1ª geração; 38B - Detalhe da camada intermédia da estrutura electrotêxtil de 1ª geração

O teste de recolha de dados foi efetuado em tempo real através do programa HyperTerminal no qual os dados adquiridos são enviados para o módulo de aquisição e processamento e, posteriormente, transmitidos ao PC. Os dados são então, gravados em formato digital para posterior análise. A sua exportação para formato Excel é também possível.

Para determinação do limite de deteção foram considerados os valores acima da média acrescidos de três desvios-padrão e, para evitar a repetição de contagem, foi selecionado o maior valor ocorrido nos três eixos (x, y, z). A escolha deste limite foi baseada no conceito da curva normal, onde é observado que 99,73% dos movimentos se encontram entre a $media \pm 3$ desvios-padrão.

Adicionalmente, entendemos que estes valores correspondem a movimentos mais intenso e propositados e não apenas resultantes de, por exemplo, uma contractura muscular.

A fim de comprovar a validade deste pressuposto, realizamos alguns testes comparativos com base no seguinte procedimento. Primeiramente, foram calculadas as estatísticas descritivas dos movimentos detetados com o protótipo electrotêxtil, como indicado na tabela 21.

Tabela 21 - Estatísticas descritivas dos movimentos detetados com o SE

| | Eixo X Perna Direita | Eixo Y Perna Direita | Eixo Z Perna direita | Eixo Z Perna Esquerda | Eixo Y Perna Esquerda | Eixo Z Perna Esquerda |
|-------------------------------|-------------------------------------|---|-------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------------|
| N Válido | 25956 | 25956 | 25956 | 25956 | 25956 | 25956 |
| Média | 26,90 | 12,91 | 224,14 | 17,23 | -11,75 | 225,29 |
| Desvio Padrão | 2,250 | 2,233 | 2,351 | 1,421 | 2,706 | 1,982 |
| Mínimo | 16 | 0 | 217 | 5 | -62 | 202 |
| Máximo | 41 | 41 | 234 | 54 | 2 | 235 |
| Média + 3 desvios* | 33,65 | 19,61 | 231,19 | 21,49 | -3,63 | 231,24 |

Dando seqüência ao procedimento foram elaboradas tabelas de frequência dos três eixos para ambas as pernas, figura 39.

| Eixo X-Perna direita | | Eixo y-Perna direita | | Eixo z-Perna direita | | Eixo X-Perna esquerda | | Eixo y-Perna esquerda | | Eixo z-Perna esquerda | |
|--------------------------------|--------------|--------------------------------|--------------|--------------------------------|---------------|--------------------------------|--------------|--------------------------------|--------------|--------------------------------|---------------|
| Valores | Frequência | Valores | Frequência | Valores | Frequência | Valores | Frequência | Valores | Frequência | Valores | Frequência |
| 16 | 5 | 0 | 1 | 217 | 2 | 5 | 1 | -62 | 1 | 202 | 1 |
| 17 | 24 | 1 | 1 | 218 | 9 | 7 | 2 | -24 | 2 | 208 | 1 |
| 18 | 36 | 2 | 1 | 219 | 96 | 9 | 2 | -22 | 1 | 214 | 1 |
| 19 | 29 | 3 | 1 | 220 | 427 | 10 | 5 | -21 | 6 | 216 | 1 |
| 20 | 46 | 4 | 1 | 221 | 1590 | 11 | 5 | -20 | 47 | 217 | 1 |
| 21 | 243 | 5 | 2 | 222 | 3369 | 12 | 9 | -19 | 188 | 218 | 4 |
| 22 | 598 | 6 | 3 | 223 | 5250 | 13 | 55 | -18 | 567 | 219 | 16 |
| 23 | 665 | 7 | 38 | 224 | 5511 | 14 | 242 | -17 | 1073 | 220 | 77 |
| 24 | 1175 | 8 | 319 | 225 | 4177 | 15 | 1455 | -16 | 937 | 221 | 270 |
| 25 | 2806 | 9 | 1309 | 226 | 2248 | 16 | 4712 | -15 | 947 | 222 | 816 |
| 26 | 5472 | 10 | 1869 | 227 | 1112 | 17 | 8795 | -14 | 1885 | 223 | 2333 |
| 27 | 5806 | 11 | 2637 | 228 | 892 | 18 | 7381 | -13 | 3522 | 224 | 4426 |
| 28 | 3747 | 12 | 5231 | 229 | 733 | 19 | 2729 | -12 | 3740 | 225 | 6188 |
| 29 | 1715 | 13 | 5500 | 230 | 384 | 20 | 502 | -11 | 3583 | 226 | 5807 |
| 30 | 1736 | 14 | 3443 | 231 | 121 | 21 | 49 | -10 | 4038 | 227 | 3791 |
| 31 | 1476 | 15 | 2194 | 232 | 31 | 22 | 7 | -9 | 3289 | 228 | 1662 |
| 32 | 338 | 16 | 1490 | 233 | 1 | 23 | 3 | -8 | 1537 | 229 | 441 |
| 33 | 33 | 17 | 1247 | 234 | 3 | 24 | 1 | -7 | 430 | 230 | 95 |
| 34 | 3 | 18 | 557 | - | - | 54 | 1 | -6 | 98 | 231 | 16 |
| 36 | 1 | 19 | 84 | - | - | - | - | -5 | 14 | 232 | 5 |
| 39 | 1 | 20 | 11 | - | - | - | - | -4 | 7 | 233 | 3 |
| 41 | 1 | 21 | 6 | - | - | - | - | -3 | 11 | 235 | 1 |
| - | - | 22 | 3 | - | - | - | - | -2 | 15 | - | - |
| - | - | 23 | 3 | - | - | - | - | -1 | 10 | - | - |
| - | - | 24 | 1 | - | - | - | - | 0 | 4 | - | - |
| - | - | 25 | 1 | - | - | - | - | 1 | 1 | - | - |
| - | - | 29 | 1 | - | - | - | - | 2 | 3 | - | - |
| - | - | 37 | 1 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| - | - | 41 | 1 | - | - | - | - | - | - | - | - |
| Total | 25956 | Total | 25956 | Total | 25956 | Total | 25956 | Total | 25956 | Total | 25956 |
| Limite | 33,65 | Limite | 19,61 | Limite | 231,19 | Limite | 21,49 | Limite | -3,63 | Limite | 231,24 |
| Valores acima do limite | 6 | Valores acima do limite | 28 | Valores acima do limite | 35 | Valores acima do limite | 12 | Valores acima do limite | 33 | Valores acima do limite | 9 |

Figura 39 – Valores experimentais dos movimentos dos membros inferiores para os três eixos do acelerômetro.

Observando os valores mais altos dentre os três eixos para a perna direita (35) e perna esquerda (33) obtemos um valor de movimento de pernas para o sujeito testado. Se observarmos o exame polissonográfico deste mesmo sujeito verificamos que este movimentou significativamente as pernas 62 vezes conforme ilustrado na figura 40.

DADOS DO SONO 2

Distribuição de fases do sono

| | Episódios (#) | duração (min) | TNC (%) | PTS (%) | TTS (%) |
|---------|---------------|---------------|---------|---------|---------|
| D (PTS) | 11 | 31.5 | - | 7.4 | -- |
| D (TNC) | 13 | 43.5 | 10.0 | -- | -- |
| REM | 2 | 35.0 | 8.0 | 8.2 | 8.9 |
| N1 | 30 | 60.5 | 13.8 | 14.2 | 15.4 |
| N2 | 30 | 238.0 | 54.5 | 56.0 | 60.5 |
| N3 | 4 | 60.0 | 13.7 | 14.1 | 15.2 |

Análise pela fração de TNC

| | Nome (min) | Segundo (min) | Terceira (min) |
|--------------|------------|---------------|----------------|
| Total de TNC | 146.0 | 145.5 | 145.5 |
| D | 34.0 | 1.5 | 8.0 |
| N3 | 43.0 | 17.0 | 0.0 |
| D | 0.0 | 13.0 | 22.0 |

Contagem de eventos do sono em TNC

| | D | N1 | N2 | N3 | REM |
|-------------|------|------|-------|------|------|
| Dur. (min.) | 43.5 | 60.5 | 238.0 | 60.0 | 35.0 |
| Alfa | 472 | 670 | 7949 | 6359 | 97 |
| Fuso | 24 | 185 | 4624 | 277 | 167 |
| Delta | 302 | 138 | 1400 | 1235 | 14 |
| REM | 167 | 32 | 53 | 15 | 182 |
| SEM | 49 | 102 | 120 | 27 | 67 |
| Mov. Perna | 2 | 16 | 44 | 0 | 0 |
| Roncos | 111 | 264 | 1567 | 337 | 71 |

Figura 40 - Detalhe da página do relatório do exame polissonográfico

Os testes comparativos efetuados à deteção de movimento, para os membros inferiores, entre o sistema PSG e o protótipo desenvolvido evidenciam que os valores obtidos com o limite selecionado, e com a metodologia proposta, foram bastante próximos entre si. Desta forma, deu-se por concluída esta fase e procedeu-se à produção do protótipo final de 2ª geração com todo o sistema electrotêxtil desenvolvido conforme ilustrado na figura 41 e 42.

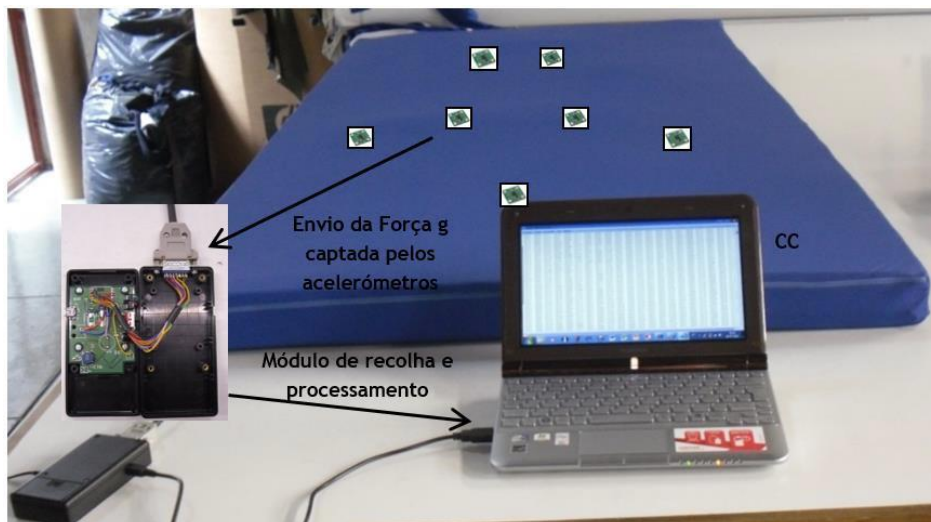


Figura 41- Pormenor da ferramenta electotêxtil de segunda geração. Fotomontagem da autora.



Figura 42 – Sistema electotêxtil com o protótipo de 2ª geração em ambiente hospitalar pronto a ser utilizado. Fonte: Fotografia da autora.

4.2 - Estudo Clínico Comparativo

O estudo clínico comparativo decorreu nas instalações do Laboratório do estudo do sono da Unidade de Pneumologia do Centro Hospitalar da Cova da Beira, que através do seu consentimento permitiu a realização dos exames de polissonografia utilizados neste trabalho de investigação.

Os meios materiais e humanos envolvidos neste trabalho contaram ainda com a colaboração de entidades ligadas à Faculdade de Ciências da Saúde.

O critério de inclusão considerado foi o pré-diagnóstico de apneia do sono do sujeito estatístico e o critério de exclusão foi a pré-existência de patologias neurológicas ligadas aos distúrbios motores e/ou do sono perfeitamente identificadas.

Antes do início do exame foram aplicados questionários padronizados e validados à população Portuguesa que mediu a qualidade subjetiva do sono (Índice da Qualidade do Sono de Pittsburgh).

As entrevistas, juntamente com o exame, foram realizadas à noite durante o sono noturno dos pacientes. Os questionários foram preenchidos individualmente pelo investigador após explicação do estudo e consentimento devidamente assinado.

Neste ensaio clínico foram constituídos dois grupos: um designado por grupo experimental (GE) que incluiu 29 sujeitos estatísticos com pré-diagnóstico da apneia de sono e que foi avaliado no CHCB e, um segundo grupo, designado por grupo de controlo (GC), com de 22 voluntários sem patologias associadas, constituído por estudantes, donas de casa, funcionários públicos e liberais residentes na cidade de Natal/RN-Brasil. Este segundo grupo aproxima-se mais de uma população dita “normal”. Foi estudo apenas com recurso ao sistema electrotêxtil (SE).

Ambos os grupos foram constituídos de uma forma perfeitamente aleatória, tendo todos os seus participantes dados o seu consentimento informado para realização do estudo devidamente assinado.

O grupo experimental foi submetido à polissonografia no período noturno. Para realização do exame o equipamento utilizado para aferição dos dados do sono foi o Alice 6© Philips Respironics LE, cujo sistema de controlo pode ser visualizado na Fig.

43. Os parâmetros avaliados foram: eventos respiratórios, frequência cardíaca, oximetria, tendência ao despertar, ronco e movimentos de pernas.



Figura 43 – Sistema de controlo da PSG. Fonte: Fotografia da autora.

Na polissonografia a colocação dos elérodos para o estudo encefalográfico seguiu o sistema Internacional 10-20 desenvolvido por Jasper 1958. O esquema do posicionamento dos elérodos pode ser visto na Figura 44.

O método 10-20 consiste no posicionamento de elérodos a partir de pontos de referência no crânio que se dão ao longo da linha ântero-posterior que é a distância entre *nasun* e *iniun*, tais pontos são: polo frontal (Fp), frontal (F), central (C), parietal (P) e occipital como visto na figura 45 e 46.

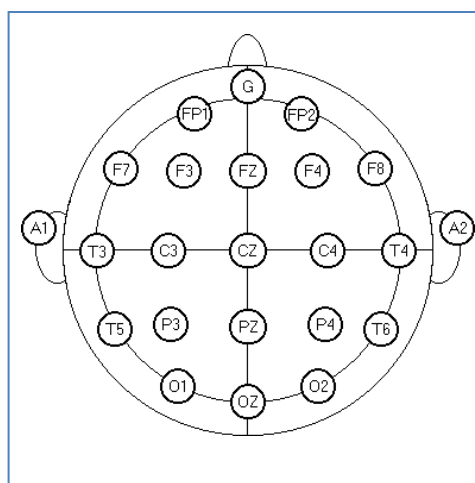


Figura 44 - Elérodos do Sistema 10-20. Fonte [37]

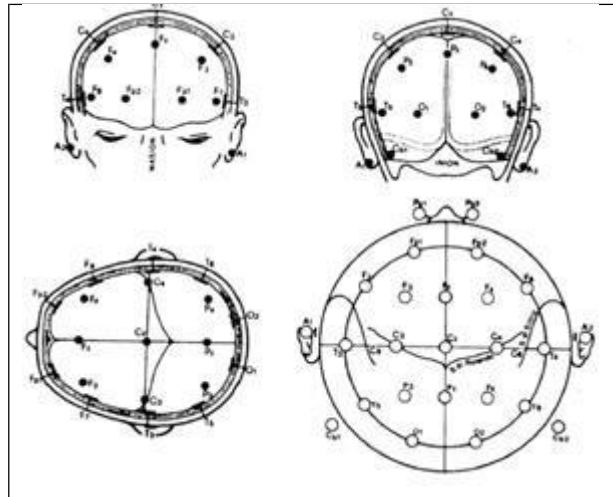


Figura 45 - vistas dos cinco pontos de referência para o posicionamento de eléctodos para realização do EEG. Fonte [37]



Figura 46 - Preparação do paciente para o exame de polissonografia – EEG. Fonte: Fotografia da autora.

As figuras 47 e 48 mostram a colocação dos eléctodos para o EMG mentoriario e tibial, EOG e ECG.

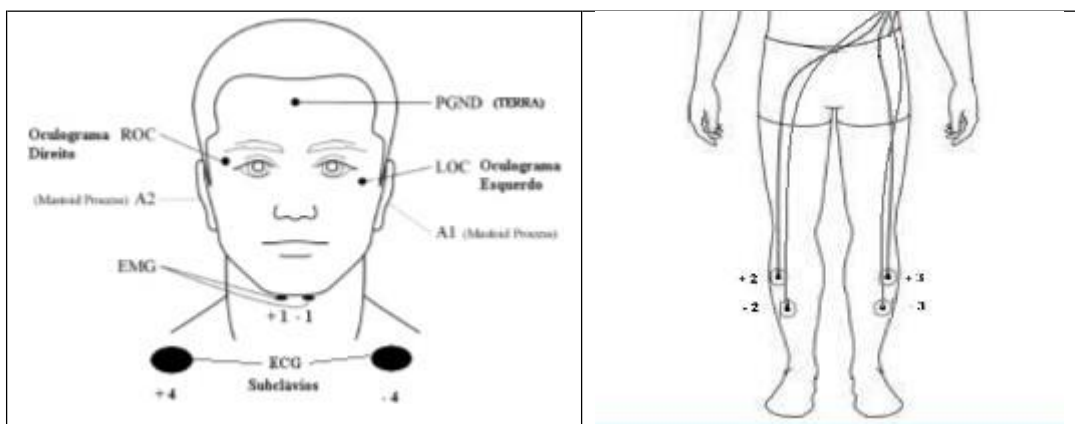


Figura 47 - colocação de eléctodos para EMG mentoriario e tibial, EOG e ECG – Fonte: [37]



Figura 48 - Preparação do paciente para o exame de polissonografia – EMG, EOG e ECG.
Fonte: Fotografia da autora.

Após seguir os procedimentos de preparação do paciente (tabela 22) o técnico explica ao paciente como decorrerá o exame e, dá início a PSG. A Figuras 49 e 50 mostram o paciente pronto para início do exame.

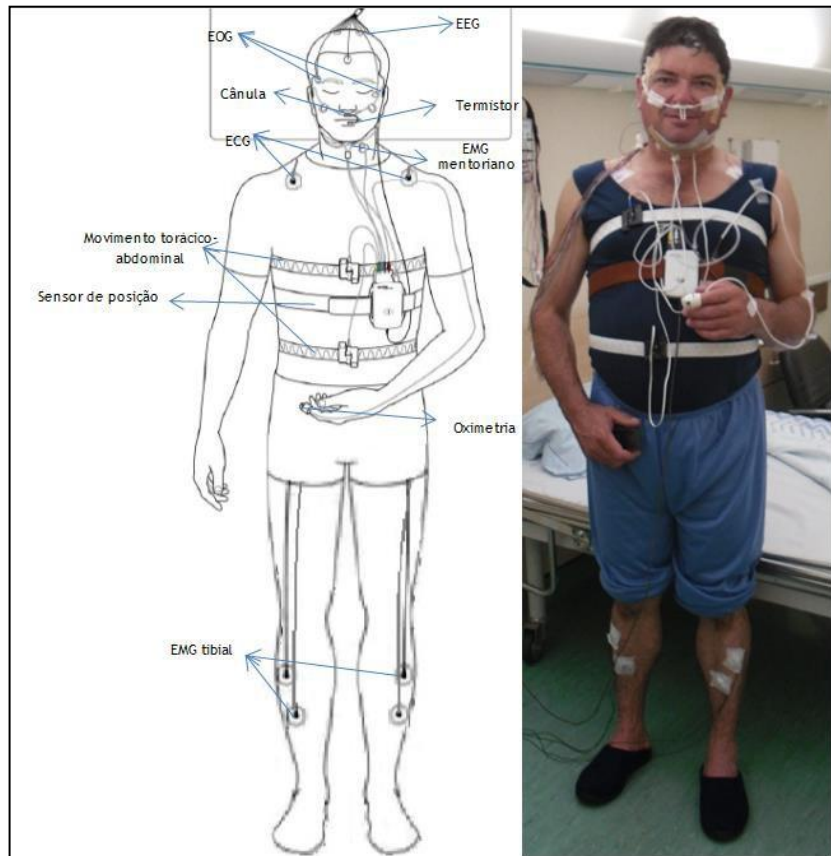


Figura 49 - Voluntário preparado para exame polissonográfico. Fonte [37] e fotografia da autora.

Tabela 22 - Canais de dados utilizados pelo técnico no exame polissonográfico. Fonte [37]

| | |
|---|---|
| F4A1 | Canais para o encefalograma segundo norma 10-20 |
| F3A2 | |
| C3A2 | |
| C4A1 | |
| O1A2 | |
| O2A1 | |
| LEOG – Eléctrodo olho esquerdo | Eletrooculograma |
| REOG – Eléctrodo olho direito | |
| LEMG – Eléctrodo olho esquerdo | Eeletromiograma mentoriano |
| REMG – Eléctrodo olho direito | |
| LEG1 – Eléctrodos perna esquerda | Eletromiograma tibial |
| LEG2 – Eléctrodos perna direita | |
| ECG | Eletrocardiograma |
| CINTA TORÁCICA | Movimento torácico-abdominal |
| CINTA ABDOMINAL | |
| CÁNULA | Ventilação – saturação de oxigénio |
| TERMISTER | |
| SPO2 | |
| BODY | |
| | Posição corporal |



Figura 50 – Pormenor dos testes de validação da estrutura electrotêxtil num protótipo de 2ª geração. Fonte: Fotografia da autora.

A colheita dos dados do movimento corporal através do sistema electrotêxtil foi realizada simultaneamente com o exame polissonográfico efetuado para o grupo experimental.

A metodologia seguida para o desenvolvimento do estudo clínico (não-farmacológico) comparativo está sintetizado nas figuras 51 e 52.

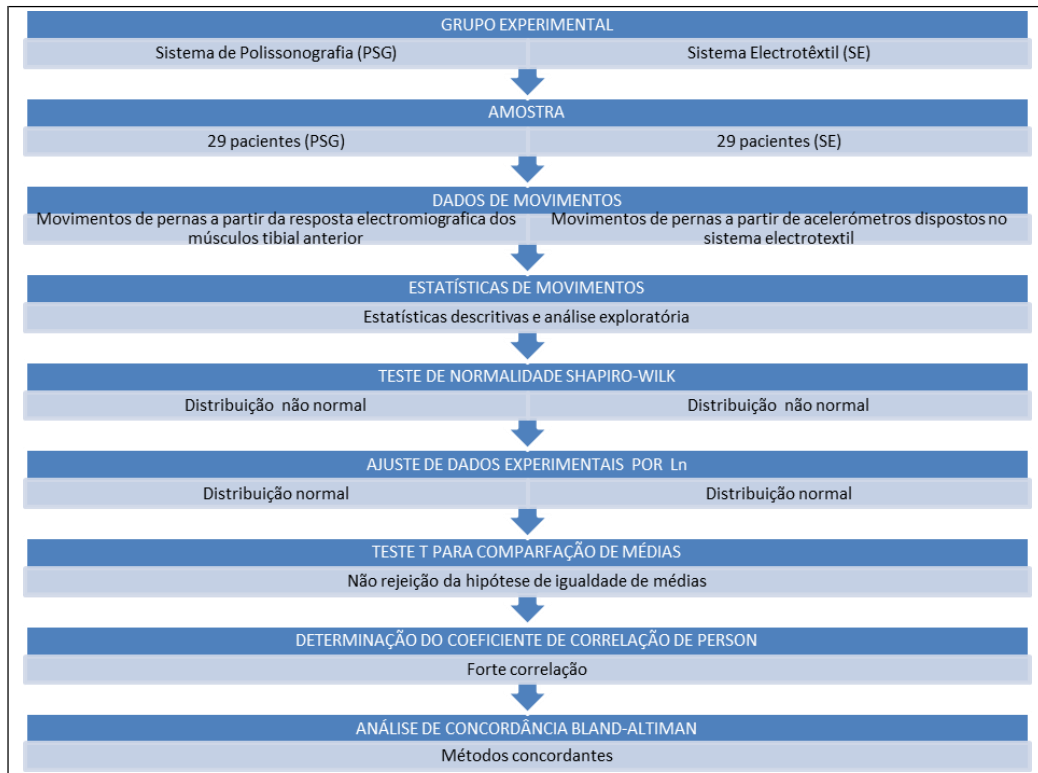


Figura 51- Procedimento experimental com vista à avaliação da equiparação dos métodos em estudo.

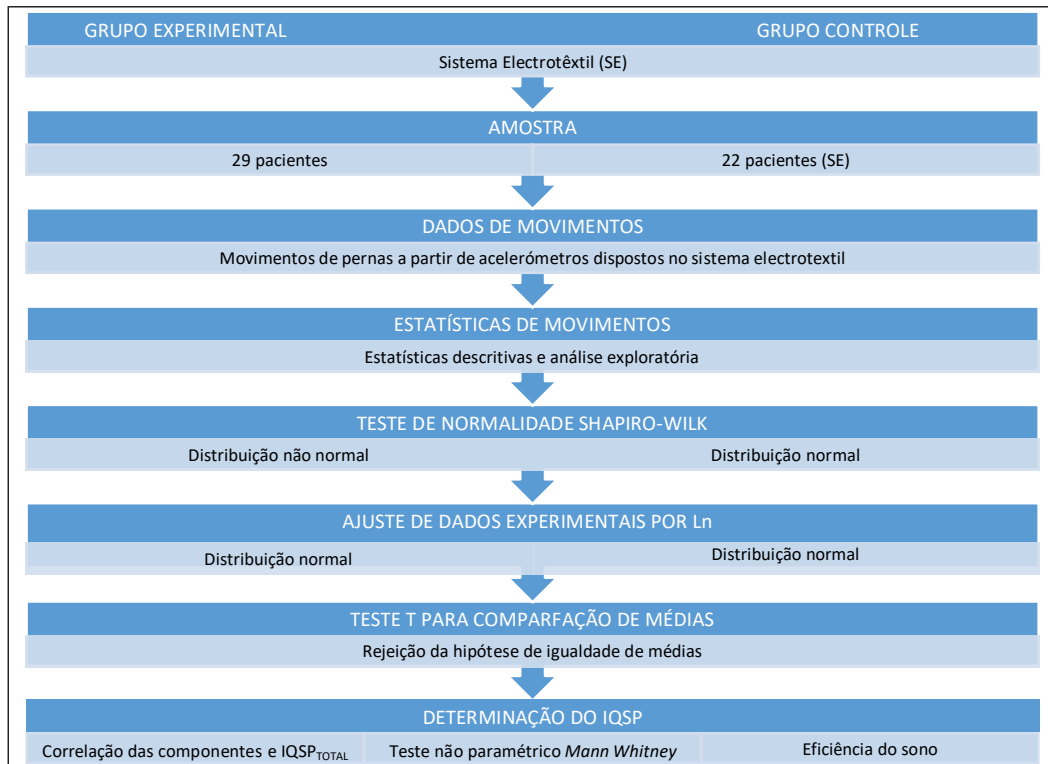


Figura 52 - Procedimento experimental com vista à determinação do índice de qualidade do sono de Pittsburgh

Capítulo 5

Análise e Discussão de Resultados

5.1 – Sistema Electrotêxtil Desenvolvido

5.1.1 – Protótipo Têxtil Electroactivo

O estudo experimental realizado neste trabalho de investigação permitiu a conceção, integração e desenvolvimento de um sistema electrotêxtil inovador cuja validade foi confirmada através de um teste clínico comparativo com o método padrão da polissonografia e, adicionalmente, através de um teste não clínico.

No decurso dos trabalhos foi confeccionado um protótipo de teste de 2ª geração, perfeitamente operacional, conforme observado na figura 53.



Figura 53 – Sistema electrotêxtil desenvolvido

5.1.2 – Software de Controlo do Sistema Electrotêxtil

Em paralelo com o desenvolvimento dos módulos eletrónicos de aquisição e pré-processamento de sinal foi construída uma solução de software, que faz a gestão integral de todo o processo, armazenando na base de dados a informação recolhida.

Os dados mais relevantes podem ser disponibilizados em tempo-real através de uma interface gráfica, particularmente, a identificação e o número de movimentos para cada zona estudada do paciente. Esta informação é apresentada numa forma gráfica facilmente perceptível para o utilizador conforme ilustrado através da figura 54.

A estatística descritiva do ensaio é imediatamente calculada e acessível numa forma tabular e/ou gráfica conforme ilustrado na figura 55.

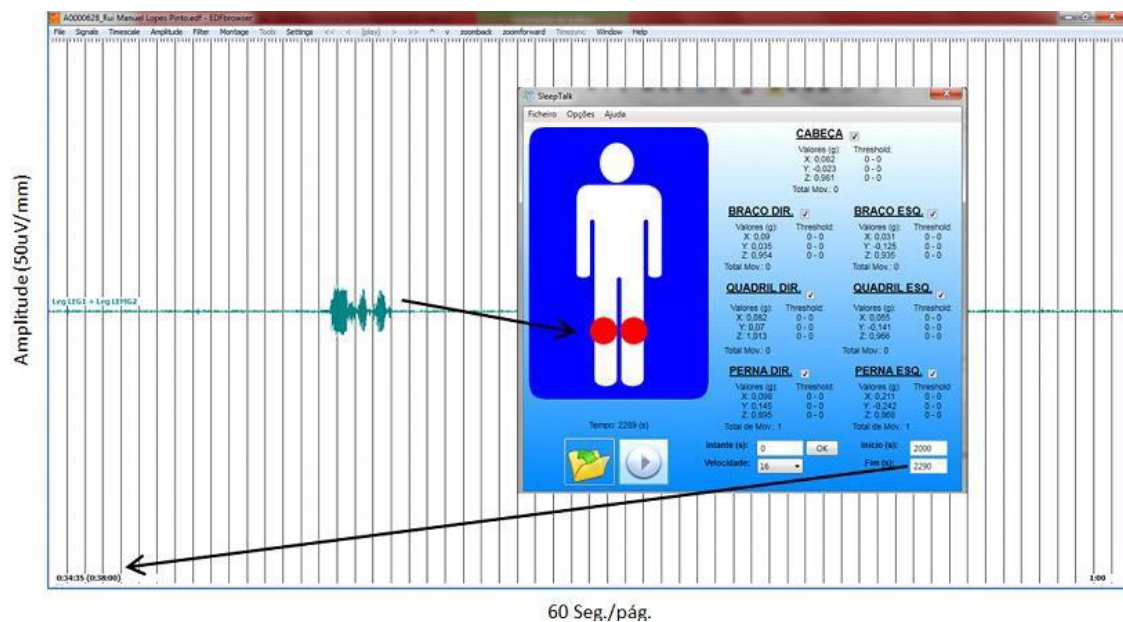


Figura 54 – Representação da interface gráfica de recolha de dados.

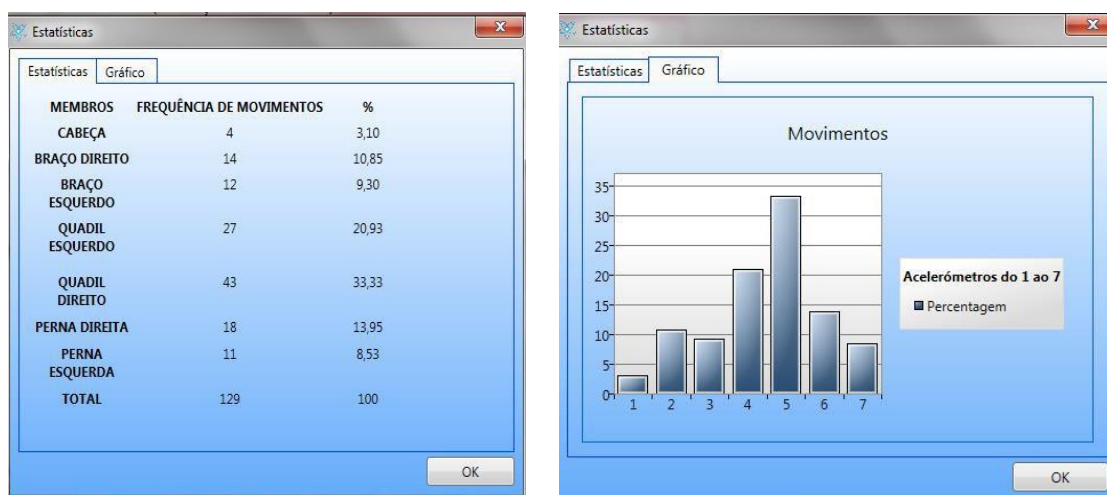


Figura 55 – Estatísticas acumuladas de um ensaio

5.2 – Estudo Comparativo entre o Método Clássico de Polissonografia e o método alternativo desenvolvido – Sistema Electrotêxtil

5.2.1 – Caracterização dos Grupos Experimental e de Controlo

O estudo clínico comparativo decorreu segundo as premissas enunciadas no ponto 4.2 durante um período de aproximadamente um mês. O grupo experimental foi constituído por 29 indivíduos com pré-indicação de apneia do sono, sendo 58,6% mulheres e 41,40% homens e idade média de $56,59 \pm 11,47$ anos conforme ilustrado nas figuras 56 e 57.



Figura 56 - Distribuição por sexo do grupo experimental

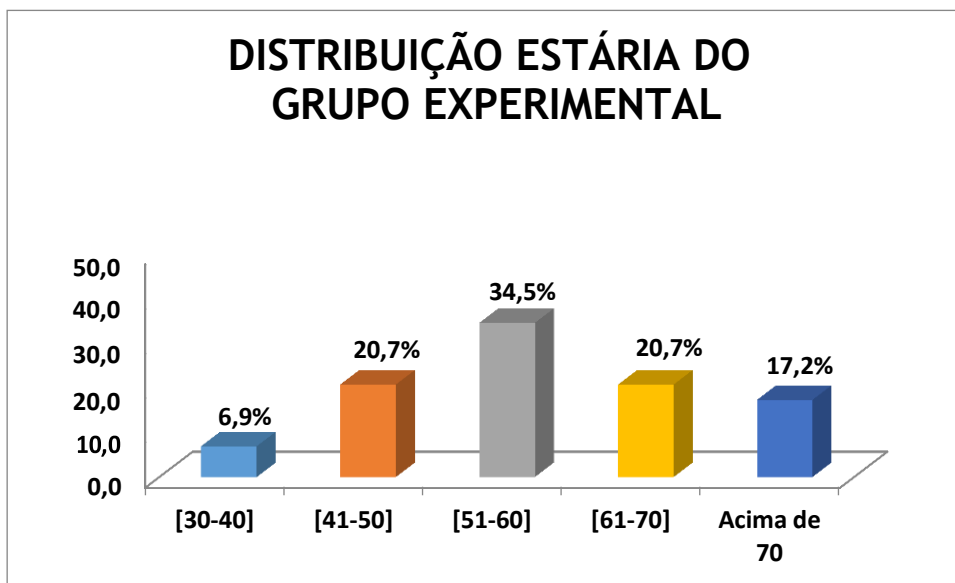


Figura 57 - Distribuição etária do grupo experimental

Foi analisado ainda um grupo controlo, composto de 22 voluntários em que 63,64% são mulheres e 36,36% homens e idade média de $44,14 \pm 13,27$ anos. Neste caso o estudo decorreu somente com o auxílio do sistema electrotêxtil (SE).

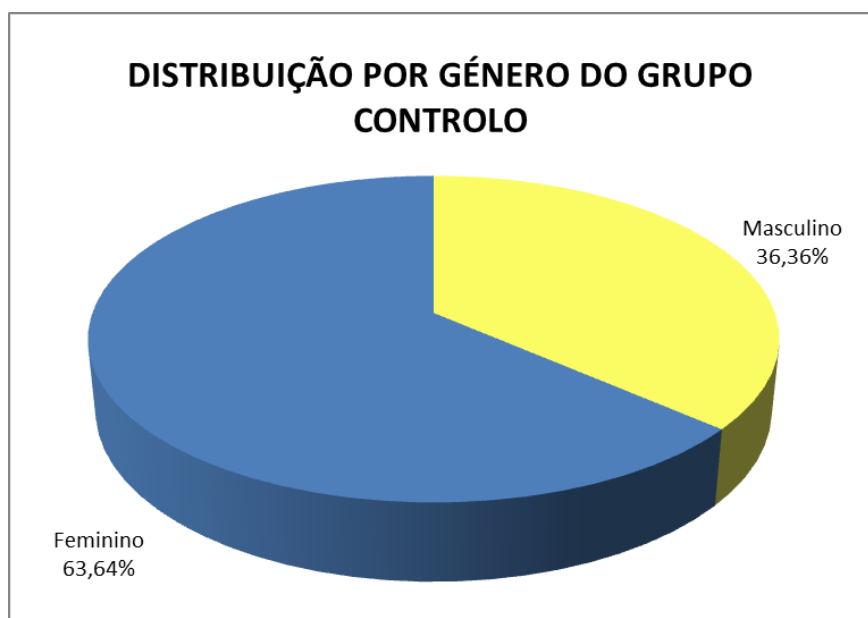


Figura 58 - Distribuição por idade do grupo experimental

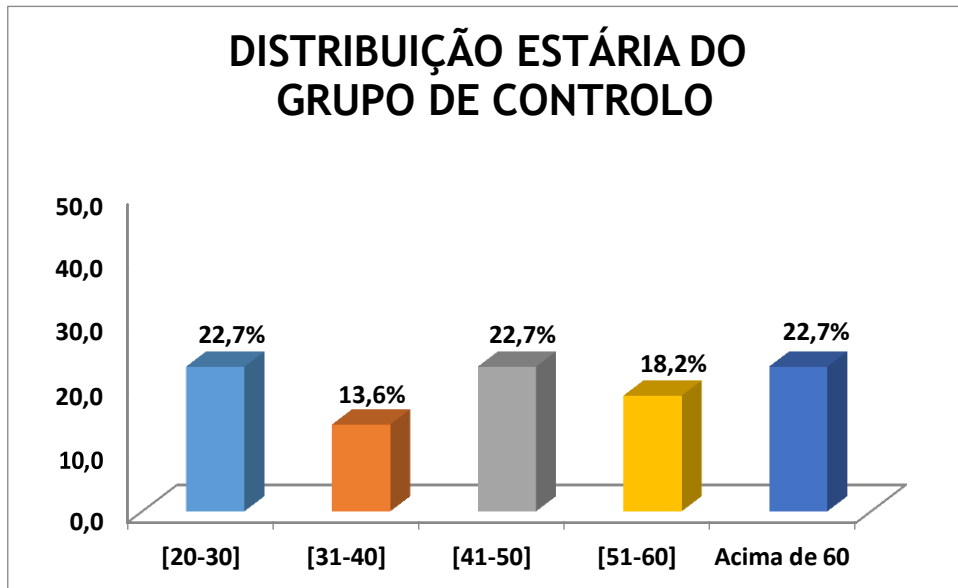
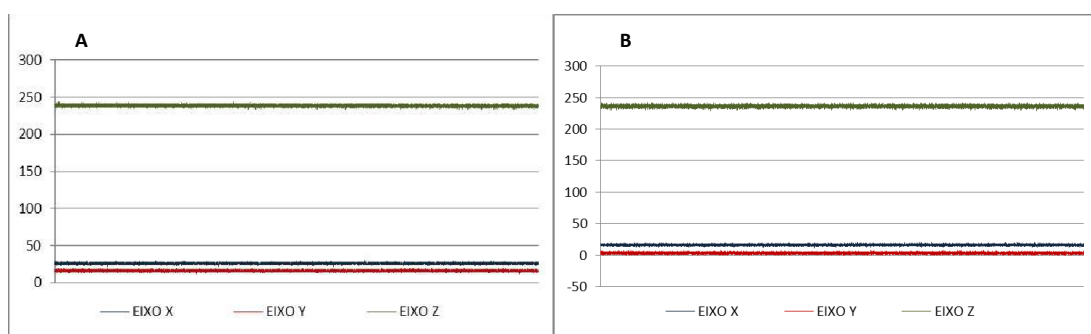


Figura 59 - Distribuição etária do grupo experimental

5.2.2 - Resultados do Movimento Corporal Segundo o SE e a PSG

As Figuras 60A e 60B permitem uma comparação visual dos movimentos captados pelo SE, em funcionamento, mas sem qualquer força de contacto, ou seja, sem qualquer elemento estatístico de teste. As figuras 60C e 60D representam o SE com um elemento estatístico da amostra, sendo perfeitamente visível a presença de “picos”, que correspondem à deteção de movimentos pelo SE.

VALIDAÇÃO DO SISTEMA ELECTROTEXTIL – TESTE INICIAL DO ENSAIO CLÍNICO



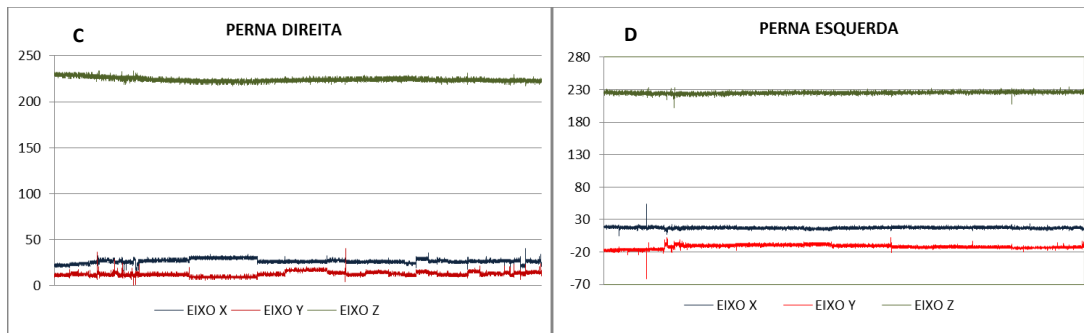


Figura 60 – (A) Perna direita sem elemento estatístico; (B) Perna esquerda sem elemento estatístico; (C) Perna direita com elemento estatístico; (D) Perna esquerda com elemento estatístico.

Com vista a aprofundar a validação metodológica do SE selecionou-se, de forma perfeitamente aleatória, o primeiro elemento estatístico da amostra a fim de comparar o movimento das pernas adquirido com o SE com o movimento das pernas recolhido pelo exame de PSG.

A Figura 61 permite uma comparação visual dos dados recolhidos para ambos os métodos. É possível verificar uma semelhança na ocorrência de movimentos ao longo do exame realizado. Assim, face aos dados evidenciados por esta análise subjetiva, é possível inferir que o sistema electrotêxtil deteta os movimentos pretendidos e pode constituir-se como uma ferramenta auxiliar na avaliação da qualidade do sono, bem como, contribuir para o diagnóstico de algumas patologias relacionadas com o movimento do corpo humano aquando em repouso.

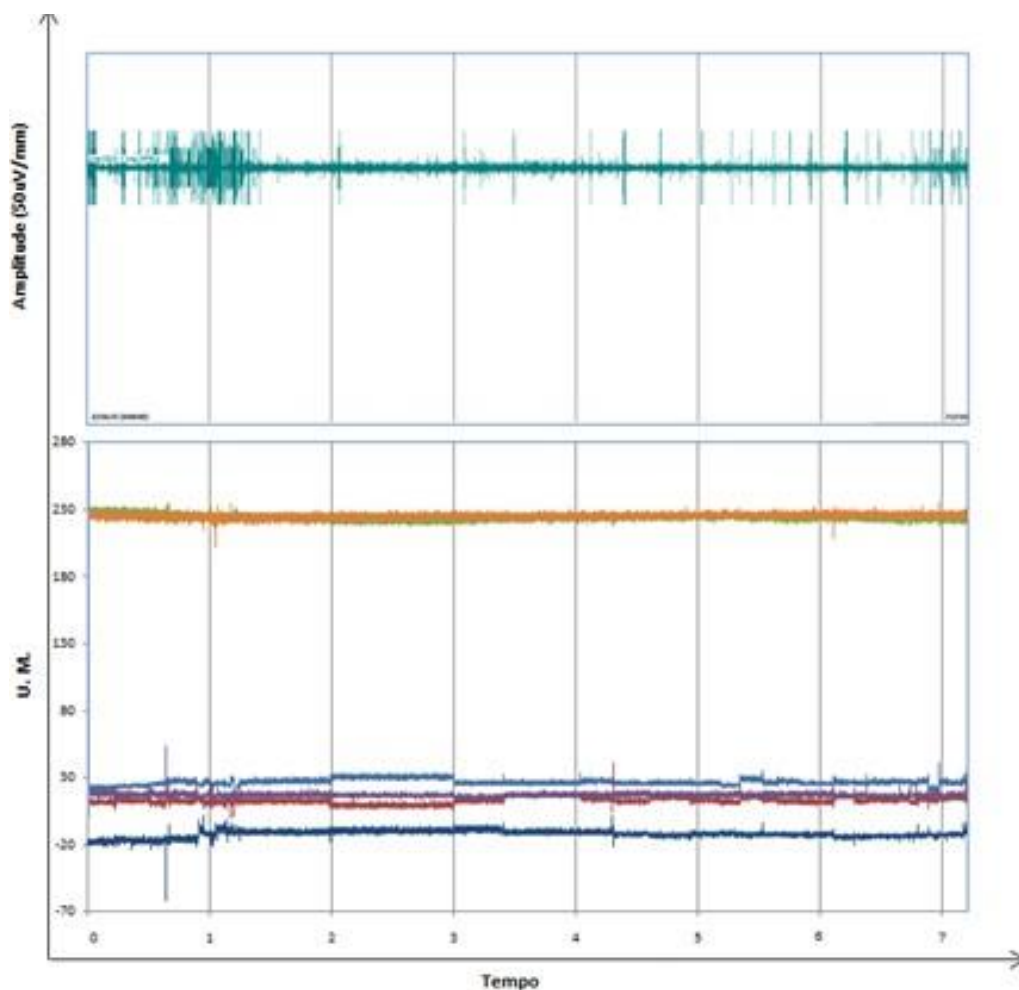


Figura 61 – Comparação dos movimentos de pernas detectados pelo SE e pela PSG de um paciente tomado ao acaso – Sujeito estatístico 1.

Findos estes testes iniciais, procedeu-se então à a realização completa do estudo comparativo do movimento corporal e à posterior análise estatística para ambos os grupos mencionados. Primeiro o grupo experimental e, posteriormente, numa segunda fase, o grupo de controle. Saliente-se que devido o estudo da PSG contabilizar apenas os movimentos das pernas as análises comparativas são focadas apenas nos membros inferiores. Assim, obtiveram-se as estatísticas descritivas para os grupos experimental e de controlo mensurados a partir do SE.

A Tabela 23 apresenta as estatísticas dos movimentos corporais referente ao grupo experimental verificando-se que o movimento da perna direita foi em média $37,93 \pm 56,14$ e o da perna esquerda $33,96 \pm 45,14$.

Tabela 23 – Estatísticas do movimento corporal para o grupo experimental

| | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|-----------------------|-----------|---------------|---------------|--------------|----------------------|
| Cabeça | 29 | 11 | 67 | 41,59 | 17,77 |
| Braço direito | 29 | 5 | 71 | 44,07 | 18,14 |
| Braço esquerdo | 29 | 12 | 72 | 41,03 | 17,96 |
| Quadril direito | 29 | 11 | 76 | 38,38 | 17,55 |
| Quadril esquerdo | 29 | 11 | 70 | 33,17 | 15,24 |
| Perna direita | 29 | 3 | 264 | 37,93 | 56,14 |
| Perna esquerda | 29 | 2 | 183 | 33,96 | 45,61 |

As estatísticas descritivas do movimento corporal referentes ao grupo controlo estão detalhadas na tabela 24, na qual é possível verificar que, para este grupo, o movimento da perna direita foi em média $17,13 \pm 7,47$ e o da perna esquerda $18,24 \pm 7,58$.

Tabela 24 – Estatísticas do movimento corporal total e individual para o grupo controle medidos a partir do SE

| | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|-----------------------|-----------|---------------|---------------|--------------|----------------------|
| Cabeça | 22 | 7 | 33 | 17,39 | 7,51 |
| Braço direito | 22 | 5 | 30 | 15,94 | 6,51 |
| Braço esquerdo | 22 | 6 | 28 | 17,52 | 6,39 |
| Quadril direito | 22 | 4 | 31 | 15,78 | 6,37 |
| Quadril esquerdo | 22 | 7 | 38 | 17,83 | 7,20 |
| Perna direita | 22 | 4 | 30 | 17,13 | 7,47 |
| Perna esquerda | 22 | 7 | 38 | 18,24 | 7,58 |

No exame da PSG os movimentos das pernas são contabilizados de uma forma agregada. Assim, adicionamos os valores recolhidos pelo SE de forma a permitir comparar os dados.

A Tabela 25 mostra as estatísticas dos movimentos das pernas para o grupo experimental (PSG E SE) e de controlo (SE).

Tabela 25 – Estatísticas do movimento de pernas do grupo experimental e do de grupo controlo.

| Movimento de Pernas | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão | Mediana | Intervalo interquartil |
|---------------------------------|-----------|---------------|---------------|--------------|----------------------|----------------|-------------------------------|
| Grupo experimental (SE) | 29 | 6 | 293 | 68,28 | 78,81 | 34,00 | 65,50 |
| Grupo experimental (PSG) | 29 | 9 | 317 | 71,90 | 81,02 | 33,00 | 63,50 |
| Grupo controle | 22 | 17 | 58 | 35,36 | 10,81 | 34,50 | 16,00 |

Como forma de melhor entender a origem dos dados foi feita uma análise exploratória destes utilizando o teste de Normalidade Shapiro-Wilk para testar as seguintes hipóteses

H₀: Os dados seguem uma distribuição normal $N(\mu, \sigma^2)$.

H₁: Os dados não seguem uma distribuição normal.

Foram ainda elaborados os gráficos quantil-quantil (q-q) para representar visualmente o ajuste da reta aos pontos amostrais dos movimentos de pernas nos diferentes grupos e gráficos Box-plot para uma melhor compreensão da distribuição dos dados. Tais gráficos podem ser visualizados na Figura 62 e Figura 63

O teste de Shapiro-Wilk rejeitou a hipótese nula para os dados de movimentos do grupo experimental tanto na PSG quanto no SE indicando a não normalidade dos dados. Já o grupo controlo apresentou normalidade no conjunto de dados analisado.

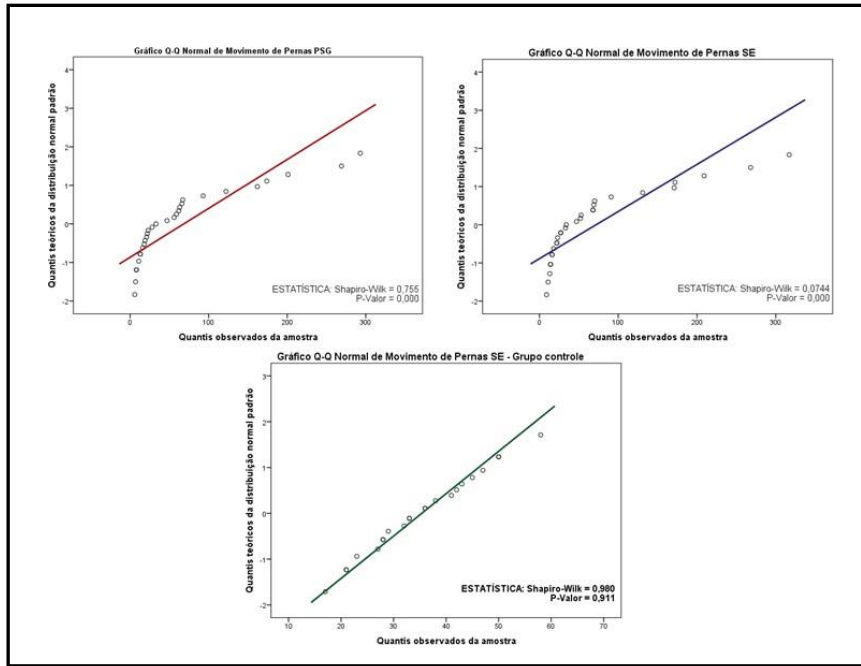


Figura 62 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk.

Os valores obtidos mostram que 50% dos valores das amostras situam-se na amplitude de 65,50, 63,50 e 16 para o grupo experimental (SE), grupo experimental (PSG) e controle respetivamente.

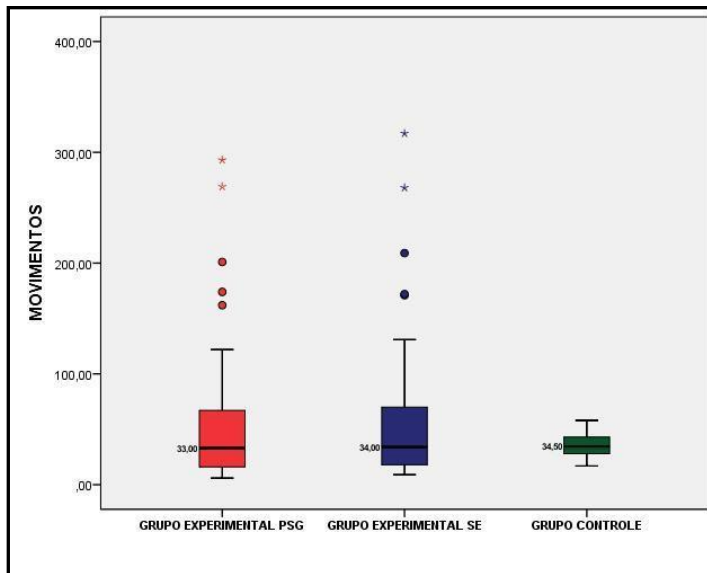


Figura 63 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo dos movimentos para o grupo experimental e controle.

Devido ao elevado desvio padrão obtido e, de forma de reduzir a dispersão, efetuamos a Ln dos dados recolhidos para ambos os grupos. As estatísticas descritivas do Ln dos movimentos totais das pernas podem ser vistas na tabela 26 onde, como esperado, se pode observar uma redução na dispersão dos dados.

Tabela 26 – Estatísticas do Ln dos movimentos das pernas para os elementos estatísticos do grupo experimental mensurados a partir SE e PSG e do grupo controlo mensurados pelo SE.

| Ln do Movimento de Pernas | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|----------------------------------|-----------|---------------|---------------|--------------|----------------------|
| Grupo experimental (PSG) | 29 | 1,79 | 5,68 | 3,62 | 1,14 |
| Grupo experimental (SE) | 29 | 2,20 | 3,76 | 3,75 | 1,02 |
| Grupo controlo | 22 | 2,83 | 4,05 | 3,52 | 0,32 |

Assim, é possível verificar que, para o movimento total das duas pernas e para os dois métodos utilizados - PSG e SE - o grupo experimental obteve uma média de $3,62 \pm 1,14$ e $3,75 \pm 1,02$ respetivamente. Para o grupo de controlo a média e o desvio padrão foram de $3,52 \pm 0,32$ no SE.

Aplicando o teste de normalidade de Shapiro-Wilk ao conjunto de dados - após a sua transformação logarítmica - podemos observar que nenhum dos grupos rejeitaram a hipótese nula, ou seja, o grupo experimental e o grupo de controlo e para ambos os métodos de medição, apresentam uma distribuição normal. A Tabela 27 apresenta os valores deste teste de normalidade.

Tabela 27 – Teste de normalidade do grupo experimental para os dois métodos de medição

| | Shapiro-Wilk | P-Valor |
|--------------------------|---------------------|----------------|
| Grupo experimental (PSG) | 0,958 | 0,294 |
| Grupo experimental (SE) | 0,958 | 0,166 |
| Grupo controlo | 0,976 | 0,839 |

Após esta primeira análise exploratória dos dados aplicamos o teste t para amostras independentes ao grupo experimental - para ambas as metodologias de recolha de dados em estudo - a fim de verificar as seguintes hipóteses:

$$H_0: \mu_{PSG} = \mu_{SE}$$

$$H_1: \mu_{PSG} \neq \mu_{SE}$$

Como resultado do supramencionado teste t para igualdade de médias obtivemos um valor de $t = -0,483$ com $p = 0,631$, o que indica uma não rejeição da hipótese nula, ou seja, não existe diferença entre as médias de movimentos das pernas mensurados através do processo tradicional de PSG e pelo novo método proposto.

Do mesmo modo, a hipótese de igualdade de médias também foi testada para o grupo experimental e para grupo controlo - medidos a partir SE.

$$H_0: \mu_{GE} = \mu_{GC}$$

$$H_1: \mu_{GE} \neq \mu_{GC}$$

Os resultados do teste t para este caso foi $t = 1,043$ com $p = 0,302$ o que indica que não existe uma diferença significativa entre as médias.

Com vista avaliar e quantificar a relação entre os valores dos movimentos das pernas detetados pelos dois métodos em estudo no grupo experimental, determinamos o *coeficiente de correlação de Pearson*. Os valores obtidos estão expressos na tabela 28 e na figura 64.

Tabela 28 - Valores do coeficiente de correlação de Pearson

| n | p | R² |
|----------|----------|----------------------|
| 0,990 | 0,000 | 0,981 |

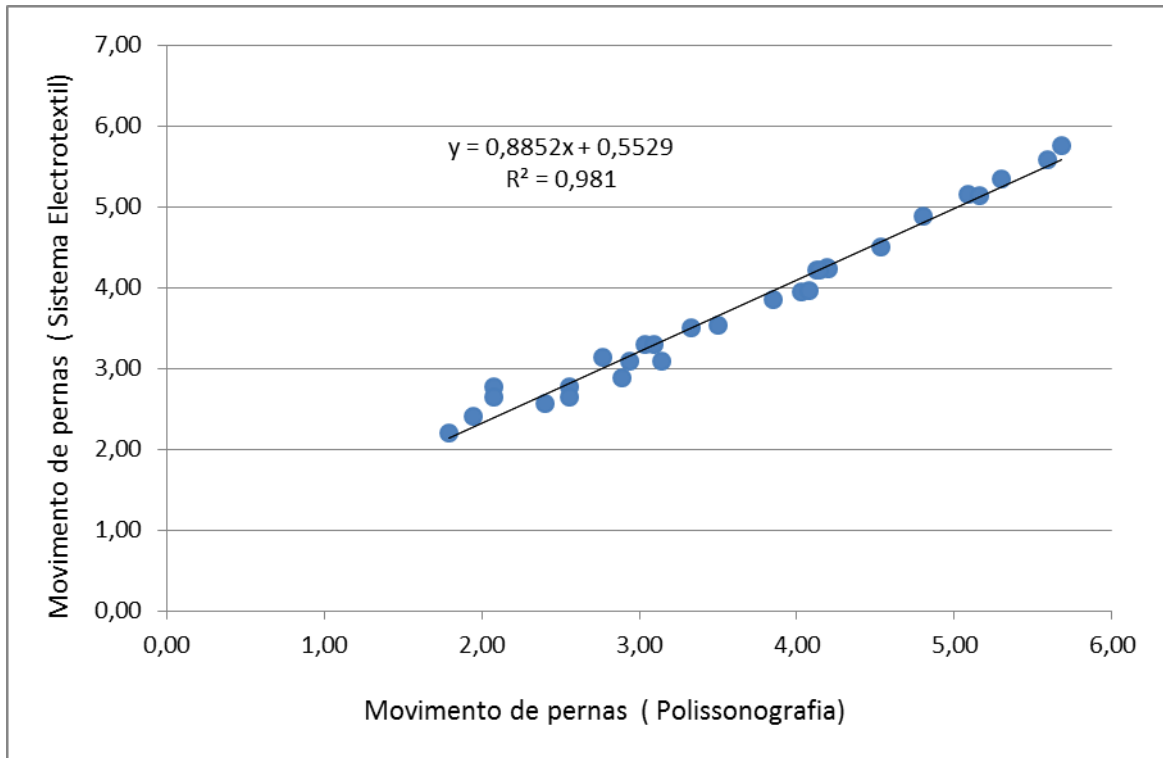


Figura 64 - Correlação entre os movimentos das pernas do SE e da PSG.

Assim, é lícito concluir que 98,1% da variabilidade do movimento de pernas detetado pela PSG é explicado pela variabilidade do movimento de pernas detetado pelo SE.

Como consequência da forte correlação verificada entre os dois métodos em análise é possível inferir que o sistema electrotêxtil desenvolvido é igualmente eficiente na deteção dos movimentos e, deste modo, pode-se constituir como uma potencial alternativa.

A fim de complementar e consolidar a inferência estatística sobre os dados recolhidos pelos dois métodos em estudo e, tendo em conta o levantamento bibliográfico efetuado que nos diz que apenas uma forte correlação não implica necessariamente que um método possa substituir o outro, tornou-se imprescindível realizar uma análise de concordância para verificar a eficiência do novo método alternativo(SE) em relação ao método padrão (PSG).

Assim, recorreremos ao método estatístico de Bland-Altman (1986) para a análise de concordância. Esta análise permite visualizar graficamente as discordâncias das medidas avaliadas a partir da relação entre as médias dos valores (eixo X) e a diferença dos mesmos (viés-eixo y).

O gráfico mostra também os limites de concordância que são de suma importância para a inferência dos dados, tais limites são calculados a partir da média das diferenças $\pm 1,96$ desvio-padrão das diferenças.

Desta forma, quanto menor for esta diferença, menor será o erro e, conseqüentemente, é aceitável inferir que os métodos em comparação apresentarão uma maior concordância. Segundo Myles Cui (2007), espera-se que os limites de concordância do gráfico Bland-Altman conttenham 95% das diferenças entre os métodos avaliados.

A aplicação desta metodologia de acordo com os parâmetros evidenciados na Tabela 29 permitiu obter o resultado expresso na figura 65.

Tabela 29 – Parâmetros utilizados na elaboração do Gráfico de Bland-Altman

| Diferença de movimentos | Média | Limite Inferior | Limite Superior | Desvio Padrão (DP) |
|-------------------------|-------|-----------------|-----------------|--------------------|
| PSG - SE | -0,13 | -0,46 | 0,21 | 0,17 |

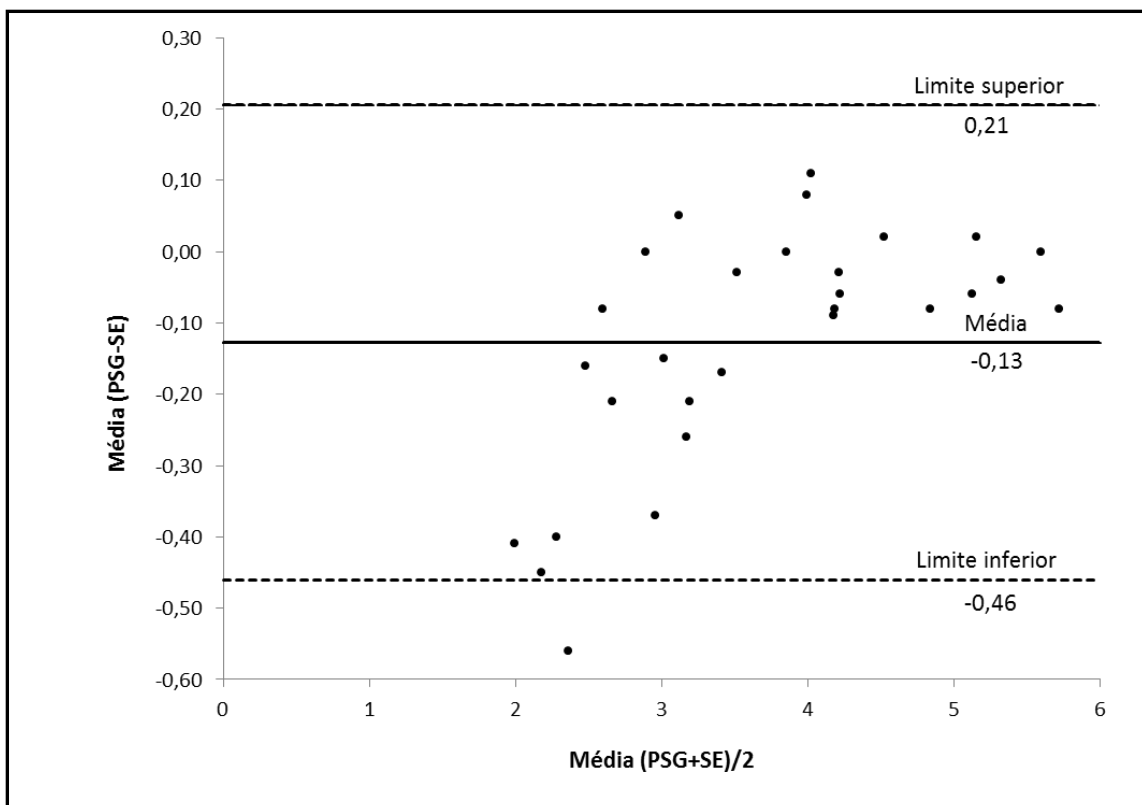


Figura 65 – Gráfico de Bland-Altman do movimentos de pernas medidos pela PSG e SE

A visualização da figura 65 demonstra que 95% das observações das médias das diferenças de movimentos detetados por ambos os sistemas se encontram dentro dos limites considerados aceitáveis segundo a parametrização definida.

Com base nos dados experimentais recolhidos e de acordo com as conclusões da análise estatística global efetuada, é possível afirmar que os dois métodos PSG e SE apresentam resultados consistentes e concordantes, sendo admissível a utilização da ferramenta electrotêxtil desenvolvida para substituir o método clássico no que concerne a aquisição do movimento corporal das pernas.

5.3. Avaliação da Qualidade do Sono Através do IQSP

Com o objetivo de fazer uma avaliação clínica da qualidade do sono recorreremos ao Índice de Qualidade de Sono de Pittsburgh para o grupo experimental e para o grupo de controlo.

5.3.1 - Índice da Qualidade do Sono de Pittsburgh

Para identificar se existe influência dos movimentos sob a qualidade do sono foi determinado o IQSP para o grupo experimental e controle. A partir do questionário de Pittsburgh foi feito o estudo dos principais hábitos do sono para os participantes e incluem hora de deitar e acordar, tempo de adormecer, horas de sono e eficiência do sono.

A tabela 30 mostra as estatísticas descritivas referentes ao grupo experimental. Para este grupo pode-se verificar que os pacientes costumam deitar-se em média as 23h37min±1h09min, demoram em média 32min±26min05seg para adormecer, acordam em média às 7h21min±1h40min e dormem em média 5h17min±1h54min por noite.

Em relação a eficiência do sono verificou-se que de acordo com questionário IQSP o grupo experimental apresentou uma eficiência média de 56,56±23,22 indicando sono ineficiente.

Tabela 30 – Principais hábitos do sono para o grupo experimental

| PARÂMETROS | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|---------------------------|-----------|---------------|----------------|-----------------|----------------------|
| Hora de deitar | 29 | 21h | 1h | 23h37min | 1h04min |
| Tempo de adormecer | 29 | 1min | 2h | 32min | 26min05seg |
| Hora de acordar | 29 | 4h | 10h | 7h21min | 1h40min |
| Horas de sono | 29 | 3h | 8h | 5h17min | 1h54min |
| Eficiência do sono | 29 | 18,75% | 100,00% | 56,56% | 23,22% |

Para o grupo controle, como evidenciado na tabela 31 verifica-se que se deitam-se em média às 23h35min±1h35min, demoram em média 15min±8min58seg para adormecer, acordam em média às 7h26min±1h17min, dormem em média 8h31min±1h32min por noite. Este grupo teve uma eficiência média de 85,02±11,85% caracterizando um sono eficiente.

Tabela 31 – Principais hábitos do sono para o grupo de controle

| PARÂMETROS | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|---------------------------|----------|---------------|---------------|--------------|----------------------|
| Hora de deitar | 22 | 21h | 1h | 23h35min | 1h35min |
| Tempo de adormecer | 22 | 5min | 30min | 15min | 8min58seg |
| Hora de acordar | 22 | 6h | 8h | 7h26min | 1h17min |
| Horas de sono | 22 | 7h | 10h | 8h31min | 1h32min |
| Eficiência do sono | 22 | 60% | 100,00% | 85,02% | 11,85% |

Antes de seguir a análise geral foi feita uma análise exploratória das componentes do IQSP, para tal foi utilizado o teste de Normalidade Shapiro-Wilk para testar as seguintes hipóteses:

H_0 : Os dados seguem uma distribuição normal $N(\mu, \sigma^2)$.

H_1 : Os dados não seguem uma distribuição normal.

Como podemos observar na Tabela 32 nenhuma das variáveis analisadas possui uma distribuição normal.

Tabela 32 – Teste de normalidade Shapiro-Wilk

| COMPONENTES | Estatística | p-valor |
|---|--------------------|----------------|
| 1. Qualidade subjetiva do sono | 0,756 | 0,000 |
| 2. Latência do sono | 0,808 | 0,000 |
| 3. Duração do sono | 0,770 | 0,000 |
| 4. Eficiência habitual do sono | 0,687 | 0,000 |
| 5. Distúrbios do sono | 0,655 | 0,000- |
| 6. Uso de medicamentos para dormir | 0,617 | 0,000 |
| 7. Disfunção durante o dia | 0,862 | 0,001 |

Como referido no capítulo 2, a qualidade subjetiva do sono, segundo o índice de Pittsburgh, é definida por 7 componentes. Assim, tendo em vista que nenhuma das variáveis apresentou uma distribuição normal, optou-se pela correlação de Spearman (ρ) que verificou o grau de associação entre cada componente e o Índice Total da Qualidade do Sono de Pittsburgh (IQSP).

A Tabela 33 mostra-nos os coeficientes de correlação de Spearman para o grupo experimental e controlo.

Analisando os resultados pode-se inferir que, dentre as 7 componentes do grupo experimental, apenas a sétima não influenciou significativamente o índice total de Pittsburgh, enquanto que, para o grupo controlo, observa-se que as componentes 5 e 6 não tiveram ocorrência de respostas no questionário de Pittsburgh. Já as componentes 1, 2, 3, 4 e 7 influenciaram significativamente o IQSP no grupo controle.

Tabela 33 – Correlação entre IQSP e componentes para os grupo experimental e controle

| COMPONENTES | GRUPO EXPERIMENTAL | | GRUPO CONTROLE | |
|---|--------------------|--------------|----------------|--------------|
| | ρ | p-valor | ρ | p-valor |
| 1. Qualidade subjetiva do sono | 0,661 | 0,000 | 0,766 | 0,000 |
| 2. Latência do sono | 0,434 | 0,009 | 0,573 | 0,003 |
| 3. Duração do sono | 0,555 | 0,001 | 0,575 | 0,003 |
| 4. Eficiência habitual do sono | 0,650 | 0,000 | 0,839 | 0,000 |
| 5. Distúrbios do sono | 0,383 | 0,045 | - | - |
| 6. Uso de medicamentos para dormir | 0,598 | 0,000 | - | - |
| 7. Disfunção durante o dia | 0,271 | 0,078 | 0,566 | 0,003 |

Posteriormente, efetuamos o teste de *Mann-Whitney* para avaliar a diferença entre as componentes do questionário de Pittsburgh para os dois grupos. Como podemos observar na tabela 34 os valores de p foram significativos para as variáveis, ou seja, os grupos diferem significativamente em relação às componentes do IQSP e em relação IQSP_{TOTAL}.

Tabela 34 – Teste *Mann Whitney* para comparação do grupo experimental e controle em relação componentes e IQSP total

| COMPONENTES | U _{calculado} | p-valor |
|---------------------------------------|------------------------|--------------|
| 1. Qualidade subjetiva do sono | 120,50 | 0,000 |
| 2. Latência do sono | 160,00 | 0,000 |
| 3. Duração do sono | 149,50 | 0,000 |
| 4. Eficiência habitual do sono | 93,50 | 0,000 |
| 7. Disfunção durante o dia | 171,00 | 0,000 |
| IQSP_{TOTAL} | 16,00 | 0,000 |

* U_{Tabelado}

A avaliação global da qualidade subjetiva do sono para o grupo experimental e o grupo controle pode ser vista na Tabela 35.

Segundo os valores padrão estabelecidos, pontuações de 0 a 4 refletem uma boa qualidade do sono, de 5 a 10 refletem má qualidade e aqueles que obtiveram pontuações acima de 10 refletem distúrbios do sono.

Pode-se verificar para o grupo experimental que não foi observado nenhuma ocorrência para a opção “boa qualidade do sono”, sendo que 37,90% dos indivíduos do grupo experimental apresentaram como opção “má qualidade do sono” e o restante (62,10%) apresentaram “distúrbio do sono”.

Já no grupo controle, verifica-se que 54,50% foram enquadrados na opção “boa qualidade do sono” e 45,50% em “má qualidade do sono”. Não foram observadas ocorrências para opção “distúrbio do sono” para este grupo.

Tabela 35 – Frequência da avaliação da qualidade subjetiva do sono para o grupo de grupo experimental e controle

| QUALIDADE SUBJECTIVA DO SONO | GRUPO EXPERIMENTAL | | GRUPO CONTROLE | |
|-------------------------------|--------------------|---------------|----------------|---------------|
| | Frequência | (%) | Frequência | (%) |
| Boa qualidade do sono | 0 | 0 | 12 | 54,50 |
| Qualidade ruim do sono | 11 | 37,90 | 10 | 45,50 |
| Distúrbio do sono | 18 | 62,10 | 0 | 0 |
| Total | 29 | 100,00 | 22 | 100,00 |

Segundo a literatura o sono é considerado eficiente quando o parâmetro eficiência do sono (percentual de horas dormidas em relação ao tempo de permanência na cama) é maior que 85%.

A tabela 36 mostra que 86,20% do grupo experimental possui um sono não eficiente. Já o grupo controle apresenta eficiência do sono maior que 85% em 63,60% dos casos.

Tabela 36 – Frequência da avaliação da eficiência do sono para o grupo experimental e controle

| EFICIÊNCIA DO SONO | GRUPO EXPERIMENTAL | | GRUPO CONTROLE | |
|----------------------|--------------------|---------------|----------------|---------------|
| | Frequência | (%) | Frequência | (%) |
| Menor que 85% | 25 | 86,20 | 8 | 36,40 |
| Maior que 85% | 4 | 13,80 | 14 | 63,60 |
| Total | 30 | 100,00 | 22 | 100,00 |

Pode-se verificar na tabela 37 as estatísticas da eficiência do sono mensuradas pelo questionário de Pittsburgh e pela PSG. Em análise a eficiência do sono do grupo experimental mensuradas a partir de Pittsburgh verifica-se uma eficiência média de $56,56 \pm 23,22$ indicando sono ineficiente. Já se mensurada a partir da PSG observa-se

uma eficiência média de $83,04 \pm 11,85\%$ caracterizando um sono bem próximo do eficiente ($>85\%$).

Tabela 37 – Eficiência do sono medida pelo IQSP e por PSG

| PARÂMETROS | N | Mínimo | Máximo | Media | Desvio padrão |
|------------------------------|----|--------|---------|--------|---------------|
| Eficiência do sono GE (IQSP) | 29 | 18,75% | 100,00% | 56,56% | 23,22% |
| Eficiência do sono GC (IQSP) | 22 | 60% | 100,00% | 85,02% | 11,85% |
| Eficiência do sono GE (PSG) | 29 | 39,8% | 95,40 | 83,04% | 12,52% |

Seguindo a análise exploratória para eficiência do sono de ambos os grupos avaliados pelo questionário de Pittsburgh foi aplicado o teste de Normalidade Shapiro-Wilk para testar as hipóteses

H_0 : Os dados seguem uma distribuição normal $N(\mu, \sigma^2)$.

H_1 : Os dados não seguem uma distribuição normal.

E confeccionados gráficos quantil-quantil (q-q) para representar visualmente o ajuste da reta aos pontos amostrais da eficiência do sono nos diferentes grupos.

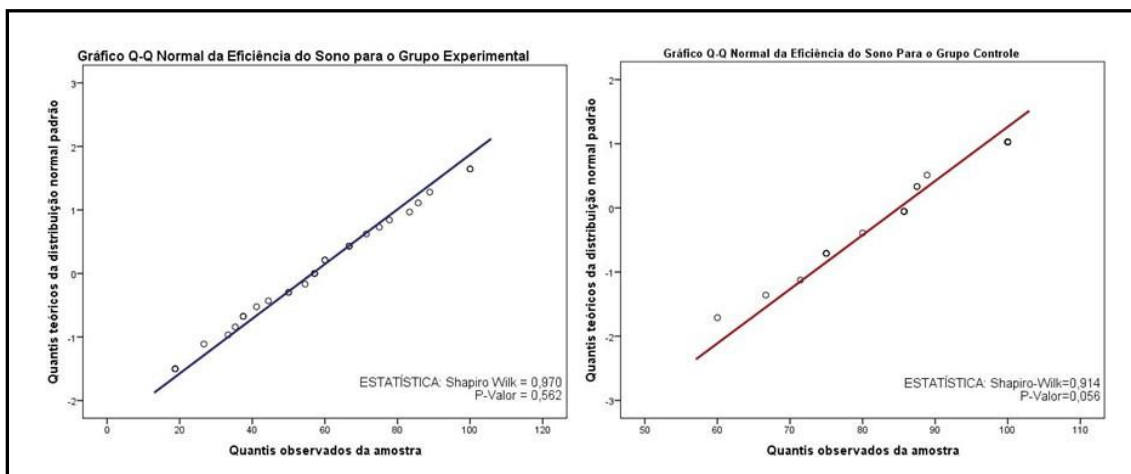


Figura 66 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk.

Observa-se que ambos os grupos (experimental e controle) apresentam uma distribuição normal em relação a eficiência do sono, assim o teste t para amostras independentes foi aplicado para comparação entre os grupos.

Os resultados expressos na Tabela 38 mostram que existe uma diferença significativa na eficiência do sono para estes grupos, ou seja, o grupo controle tem, em média, uma melhor eficiência do sono do que o grupo experimental.

Tabela 38 – teste t para amostras independentes

| t | gl | p | Diferença de média GE-GC |
|--------|----|-------|--------------------------|
| -5,245 | 49 | 0,000 | -28,46 |

A Figura 67 mostra o “Box Plot” da eficiência do sono para os grupos experimental e controle.

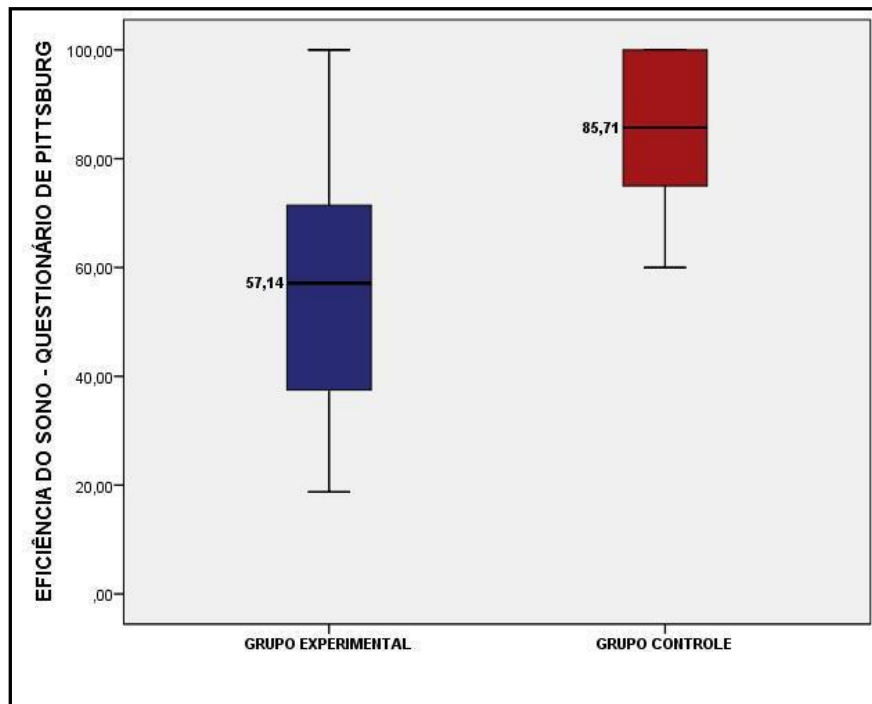


Figura 67 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo da eficiência do sono para o grupo experimental e controle.

Foi aplicado o teste de Normalidade Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos dados da eficiência do sono mensurada a partir da PSG e por Pittsburgh. Os resultados podem ser visualizados na figura 68.

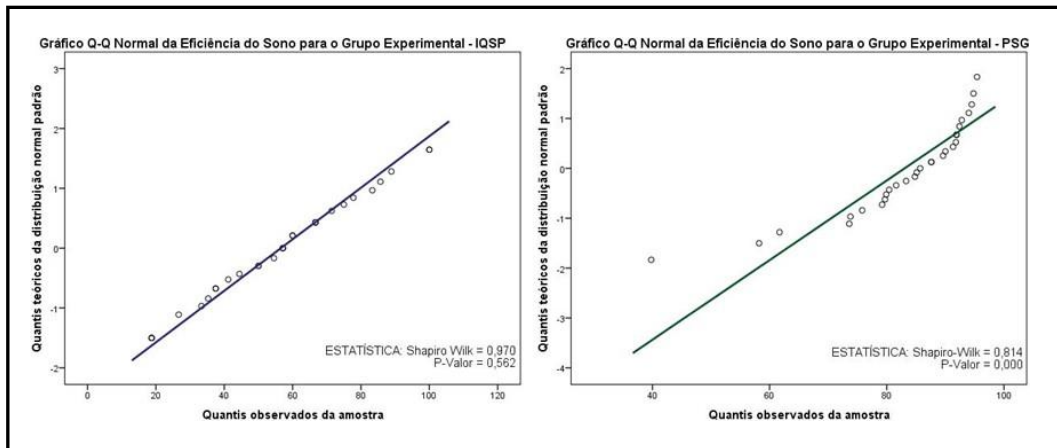


Figura 68 – Gráficos quantil-quantil e Estatísticas Shapiro-Wilk.

Diante da existência de não normalidade da PSG foi aplicado o teste *Mann-Whitney* para comparar a eficiência do sono mensurada a partir do IQSP e da PSG. Como resultado observou-se um $p=0,000$, ou seja, a eficiência do sono difere significativamente entre os dois métodos.

Como forma de ilustrar a distribuição dos dados podemos visualizar na Figura 69 o “Box Plot” da eficiência do sono para os grupos experimental em relação ao IQSP E PSG.

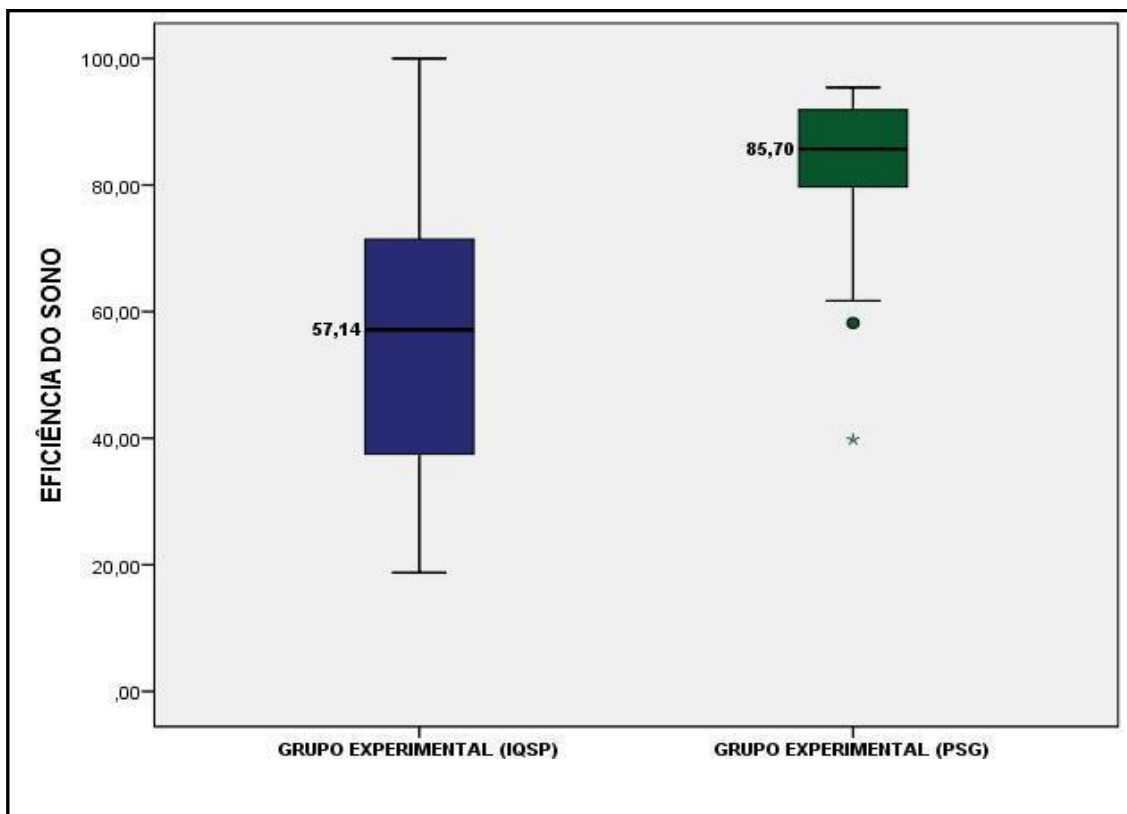


Figura 69 – Box-Plot demonstrando a mediana, os quartis superior e inferior e os valores mínimo e máximo da eficiência do sono para o grupo experimental e controle.

Em sequência, verificamos a correlação entre o IQSP e a eficiência do sono para o grupo experimental onde o *coeficiente de correlação de Pearson* foi -0,577 com $p = 0,001$.

A Figura 70 mostra o gráfico de dispersão onde podemos visualizar que para altos índices de Pittsburgh tem-se valores baixos da eficiência do sono, ou seja os indivíduos que apresentam má qualidade do sono ou distúrbio do sono possuem uma baixa eficiência do sono.

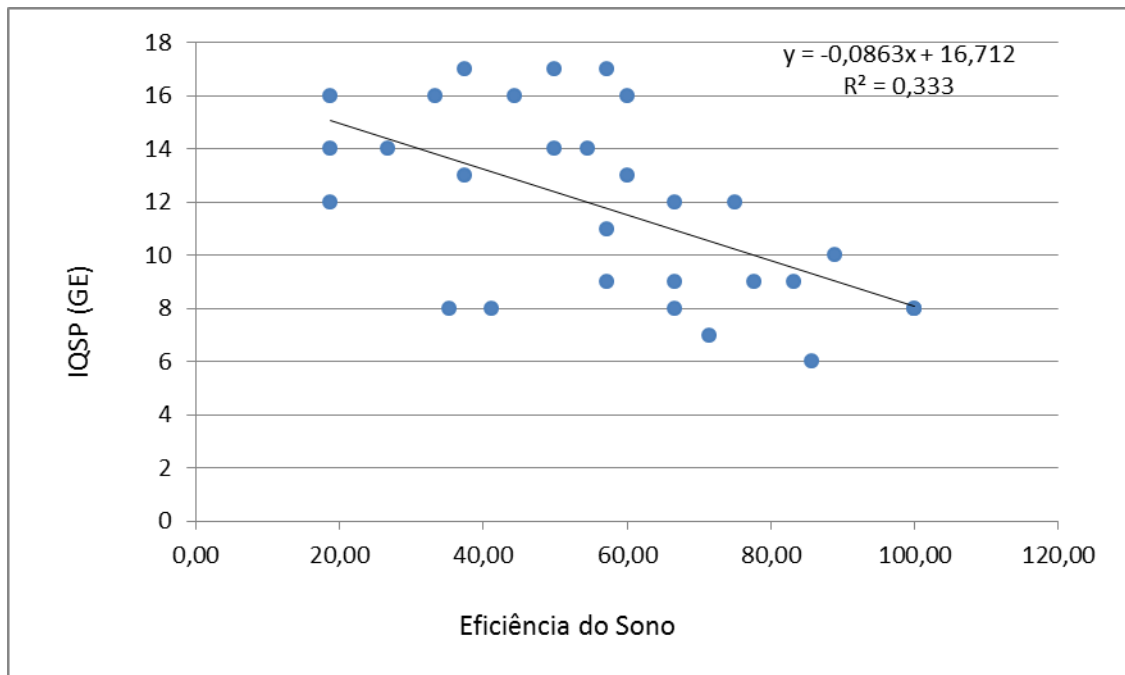


Figura 70 - Correlação entre o IQSP e Eficiência do sono para o grupo experimental

5.3.2 - Relação Entre o IQSP e Movimento Corporal.

Tendo em vista investigar a relação entre a qualidade do sono a partir do índice de Pittsburgh e os movimentos corporais durante o sono noturno (apenas para o grupo experimental), optou-se por observar o comportamento destes durante o Sono NREM e o Sono REM. Estes dados foram recolhidos no relatório do sono originado do exame polissonográfico.

DADOS DO SONO 2

Distribuição de fases do sono

| | Episódios (#) | duração (min) | TNC (%) | PTS (%) | TTS (%) |
|---------|---------------|---------------|---------|---------|---------|
| D (PTS) | 11 | 31.5 | - | 7.4 | -- |
| D (TNC) | 13 | 43.5 | 10.0 | -- | -- |
| REM | 2 | 35.0 | 8.0 | 8.2 | 8.9 |
| N1 | 30 | 60.5 | 13.8 | 14.2 | 15.4 |
| N2 | 30 | 238.0 | 54.5 | 56.0 | 60.5 |
| N3 | 4 | 60.0 | 13.7 | 14.1 | 15.2 |

Análise pela fração de TNC

| | Nome (min) | Segundo (min) | Terceiro (min) |
|--------------|------------|---------------|----------------|
| Total de TNC | 146.0 | 145.5 | 145.5 |
| D | 34.0 | 1.5 | 8.0 |
| N3 | 43.0 | 17.0 | 0.0 |
| D | 0.0 | 13.0 | 22.0 |

Contagem de eventos do sono em TNC

| | D | N1 | N2 | N3 | REM |
|-------------|------|------|-------|------|------|
| Dur. (min.) | 43.5 | 60.5 | 238.0 | 60.0 | 35.0 |
| Alfa | 472 | 670 | 7949 | 6359 | 97 |
| Fuso | 24 | 185 | 4624 | 277 | 167 |
| Delta | 302 | 138 | 1400 | 1235 | 14 |
| REM | 167 | 32 | 53 | 15 | 182 |
| SEM | 49 | 102 | 120 | 27 | 67 |
| Mov. Perna | 2 | 16 | 44 | 0 | 0 |
| Roncos | 111 | 264 | 1567 | 337 | 71 |

Figura 71 – Dados de relatório polissonográfico para um sujeito estatístico.

Estudos desenvolvidos demonstram que, para um sono normal, a fase do sono NREM tem como característica uma progressiva diminuição dos movimentos corporais, para os nossos dados e em primeira análise as fases do sono, verificamos que 86% dos pacientes apresentaram maior quantidade de movimentos de pernas durante o sono NREM, isto pode ser observado em uma análise visual feita a partir da Figura 72.

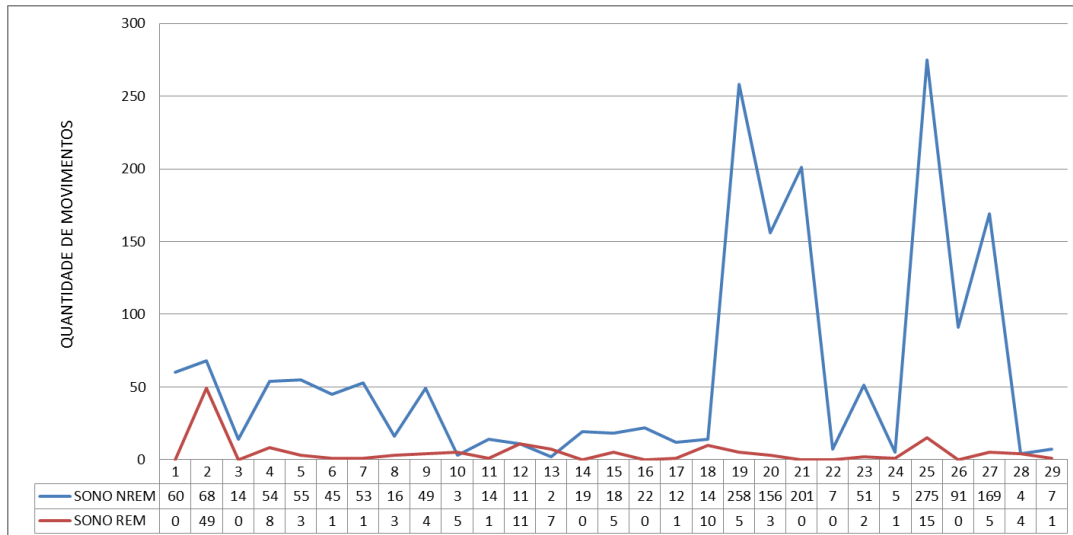


Figura 72 - quantidade de movimentos de pernas durante o sono.

Como descrito no Capítulo 2 alguns fatores podem influenciar o sono de uma pessoa, assim sendo, foi utilizado o IQSP que tem como objetivo a mensuração subjetiva da qualidade do sono. Para verificar a correlação existente entre o movimento e a qualidade subjetiva do sono foi calculado o coeficiente de correlação *de Spearman* onde constatamos uma correlação muito baixa entre as variáveis conforme expresso na tabela 39 e na figura 73.

Tabela 39 - Correlações do movimento de pernas do Sono NREM e IQSP para o grupo experimental

| | | | IQSP | Movimentos de Pernas SNREM |
|--------|----------------------------|----------------------------|-------|----------------------------|
| ρ | Qualidade do Sono | Coefficiente de Correlação | 1,000 | -,111 |
| | | Sig. (2 extremidades) | . | 0,568 |
| | | N | 29 | 29 |
| | Movimentos de pernas SNREM | Coefficiente de Correlação | -,111 | 1,000 |
| | | Sig. (2 extremidades) | 0,568 | . |
| | | N | 29 | 29 |

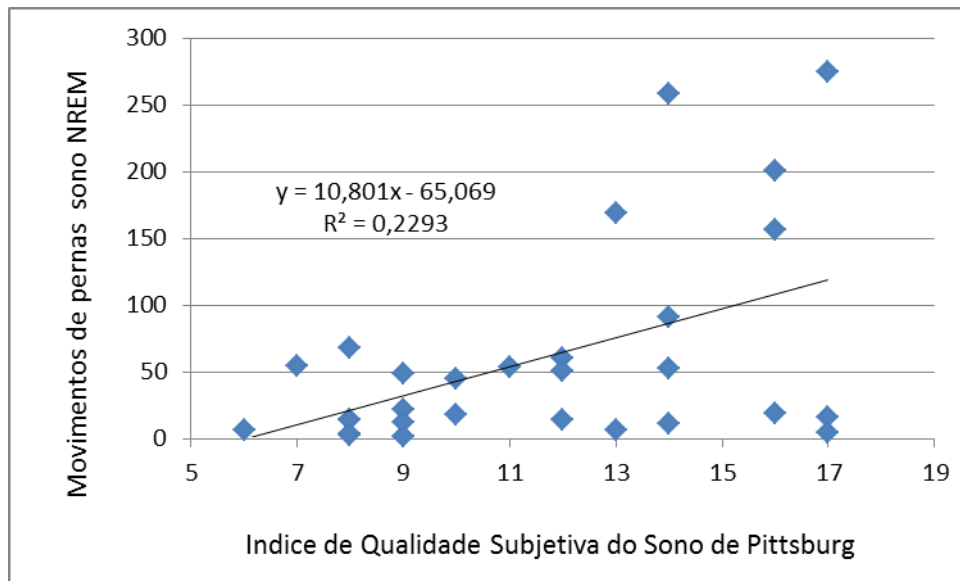


Figura 73 – Relação entre os movimentos da perna e o índice de Pittsburgh.

Verificou-se que dentre os 29 indivíduos que participaram do estudo 19 tomavam medicamentos para insônia o que influencia decisivamente o comportamento dos movimentos durante o sono por serem medicamentos com efeito relaxante muscular.

Sendo assim, foram escolhidos 10 pacientes que não utilizaram medicamentos para dormir antes do exame polissonográfico onde os movimentos foram relacionados com o IQSP.

Refazendo a análise anterior para este subgrupo do grupo experimental obtemos um novo coeficiente de correlação de Spearman como demonstrado na tabela 40 e figura 74.

Tabela 40 - Correlações movimentos de pernas Sono NREM e Qualidade subjetiva de Pittsburgh

| | | | IQSP | Movimento Pernas SNREM |
|--|------------------------|----------------------------|-------------|-------------------------------|
| ρ | IQSP | Coefficiente de Correlação | 1,000 | 0,848** |
| | | Sig. (2 extremidades) | . | 0,002 |
| | | N | 10 | 10 |
| | Movimento Pernas SNREM | Coefficiente de Correlação | 0,848** | 1,000 |
| | | Sig. (2 extremidades) | 0,002 | . |
| | | N | 10 | 10 |
| **. A correlação é significativa no nível 0,01 (2 extremidades). | | | | |

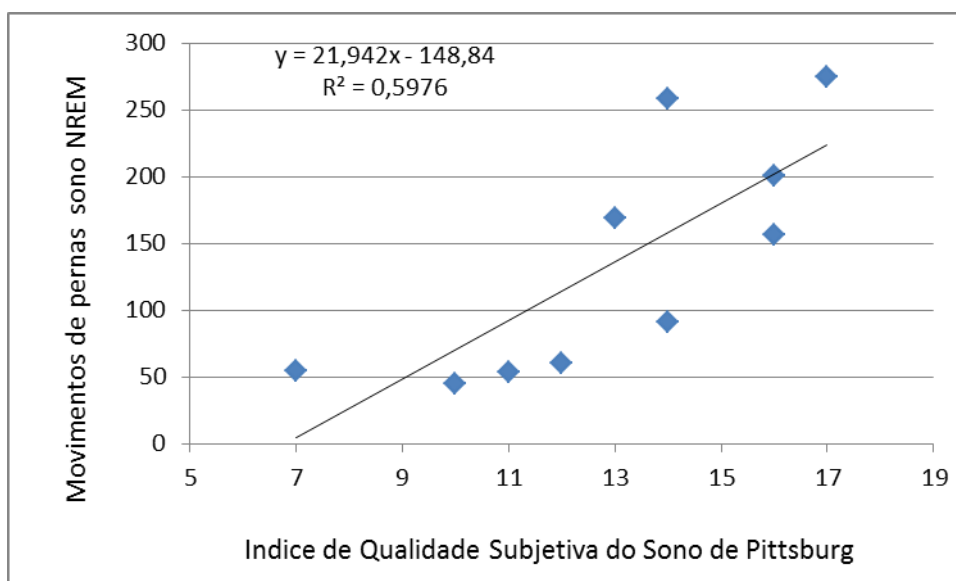


Figura 74 - Relação entre os movimentos da perna e o índice de Pittsburgh.

Isto significa que 59,8% da variabilidade da qualidade do sono detetado pela PSG é explicado pela variabilidade do movimento de pernas. A partir destes resultados podemos inferir a qualidade do sono do grupo de pacientes analisados são influenciados pelos movimentos de pernas dos mesmos.

Capítulo 6

Conclusões

1 - O trabalho experimental realizado neste trabalho de investigação permitiu a conceção, integração e desenvolvimento de uma ferramenta electrotêxtil, inovadora cuja validade foi confirmada através de um teste clínico comparativo com o método padrão da polissonografia e, adicionalmente, através de um de um teste não clínico.

- Para este efeito procedeu-se ao desenvolvimento de colchão têxtil com o mesmo comprimento (1,9m), largura (0,9m) e espessura (5 cm) de um colchão normal aplicado em meio hospitalar, particularmente, na enfermaria dedicada ao estudo do sono.
- Na sua produção optou-se por uma estrutura de tipo “compósito” constituída por três camadas: camada superior, camada intermédia e camada inferior. A primeira e terceira camadas são camadas de proteção e de suporte, tendo sido construídas em espuma de poliuretano. A segunda camada - camada de sensorização – é constituída por um tecido no qual estão incorporados os fios eletrocondutores e uma matriz de sensores inerciais que foram colocados em áreas pré-determinadas, correspondentes às grandes zonas anatómicas do ser humano e das quais pretendemos avaliar os seus movimentos.
- O sensor inercial utilizado foi o acelerómetro digital ADXL345 da Analog Devices de 13 bit de resolução com uma gama de resolução de $\pm 16g$ e com 3 eixos com saída analógica. A estrutura eletrónica completa compreendeu ainda um centro de controlo, um módulo de aquisição de dados e um módulo de recolha e processamento de dados.
- Em paralelo com o desenvolvimento dos módulos eletrónicos foi construída uma solução de software – *Sleep Talk* - que executa a gestão completa de todo o processo e o armazenamento na base de dados a informação recolhida.
- Para a validação da ferramenta electrotêxtil desenvolvida efetuou-se um estudo clínico comparativo que decorreu nas instalações do Laboratório do estudo do sono da Unidade de Pneumologia do Centro Hospitalar da Cova da Beira. Neste ensaio clínico foram constituídos dois grupos: um designado por grupo experimental (GE) que incluiu 29 sujeitos estatísticos com pré-diagnóstico da apneia de sono e que foi avaliado no CHCB e, um segundo grupo, designado por

grupo de controlo (GC), com de 22 voluntários sem patologias associadas, constituído por estudantes, donas de casa, funcionários públicos e liberais residentes na cidade de Natal/RN-Brasil.

- Os resultados do movimento corporal avaliados com o SE e a PSG, especificamente, os movimentos das pernas, permitiram concluir que 98,1% da variabilidade do movimento de pernas detetado pela PSG é explicado pela variabilidade do movimento de pernas detetado pelo SE, existindo uma forte correlação entre os dois métodos em análise (coeficiente de correlação de Pearson $r^2 = 0,981$).
- A fim de complementar e consolidar a inferência estatística sobre os dados recolhidos pelos dois métodos em estudo efetuamos uma análise de concordância - método de Bland-Altman, cujos resultado demonstram que 95% das observações das médias das diferenças de movimentos detetados por ambos os sistemas (SE e PSG) se encontram dentro dos limites considerados aceitáveis segundo a parametrização definida.
- Assim, e com base nos dados experimentais recolhidos e de acordo com as conclusões da análise estatística global efetuada, é possível afirmar que os dois métodos PSG e SE apresentam resultados consistentes e concordantes, sendo admissível a utilização da ferramenta electrotêxtil desenvolvida para substituir o método clássico no que concerne a aquisição do movimento corporal das pernas.

2 - Com o objetivo de fazer uma avaliação clínica da qualidade do sono recorreremos ao Índice de Qualidade de Sono de Pittsburgh para o grupo experimental e grupo de controlo.

- A análise da eficiência do sono do grupo experimental (avaliada a partir do IQSP) demonstrou uma eficiência média de $56,56 \pm 23,22$ indicador de um sono ineficiente. Quando avaliada a partir da PSG observou-se uma eficiência média de $83,04 \pm 11,85\%$ indicador de um sono bem próximo do eficiente ($>85\%$).
- Verificou-se uma diferença significativa na eficiência do sono para estes grupos, ou seja, o grupo controle tem, em média, uma melhor eficiência do sono do que o grupo experimental.
- A correlação entre o IQSP e a eficiência do sono para o grupo experimental obteve um coeficiente de correlação de Pearson de $-0,577$ com $p = 0,001$.
- Para altos índices de Pittsburgh obtiveram-se valores baixos da eficiência do sono, ou seja, os indivíduos que apresentam uma má qualidade do sono ou distúrbio do sono, possuem uma baixa eficiência do sono.

3 - Tendo em vista investigar a relação entre a qualidade do sono a partir do índice de Pittsburgh e os movimentos corporais durante o sono noturno (subgrupo do grupo experimental) observamos o seu comportamento durante o Sono NREM e o Sono REM, cujos dados foram recolhidos no relatório do sono originado do exame polissonográfico.

- Uma vez que dos 29 indivíduos que participaram do estudo 19 tomavam medicamentos para insónia - o que influencia decisivamente o comportamento dos movimentos durante o sono - selecionamos 10 pacientes que não utilizaram medicamentos para dormir antes do exame polissonográfico e os seus movimentos foram relacionados com o IQSP.
- O tratamento dos dados permitiu concluir 59,8% da variabilidade da qualidade do sono detetado pela PSG é explicado pela variabilidade do movimento de perna e, como tal, é possível inferir que a qualidade do sono é influenciada pela quantidade de movimentos de pernas.

ASPETOS POTENCIADORES

- O protótipo desenvolvido pode ser descrito como um “colchão eletrónico”, razoavelmente confortável, em que os componentes físicos (hardware) do sistema permanecem indetetáveis pelos seus utilizadores. A sua simplicidade, a forma não invasiva e a completa ausência de interferência com exterior durante a sua operação, bem como, o seu reduzido custo unitário, constituem um forte atrativo para a sua potencial comercialização.
- Baseados nos resultados obtidos podemos considerar que a ideia subjacente a esta investigação apresenta um elevado potencial de sucesso como método alternativo à polissonografia e à actigrafia para a avaliação e quantificação dos movimentos das pernas em estudos clínicos;
- Embora avaliação realizada esteja apenas focada nos movimentos das pernas devido às condicionantes do sistema clássico de medição é legítimo inferir que o sistema electotêxtil desenvolvido tem um alcance superior pois, para além de captar os movimentos dos membros inferiores possibilita a avaliação de outras zonas anatómicas como sejam a cabeça, o tronco e os membros superiores em simultâneo;
- Várias investigações conduzidas por diferentes autores tentaram utilizar a polissonografia e a actigrafia para correlacionar alterações no sono com

alterações do estado mental (MMSE) e/ou alterações provenientes de tratamentos e falharam [198,199,200]. Ambos os métodos tradicionais dão pouca informação relativamente ao movimento geral do corpo humano durante o período do sono. Adicionalmente, a polissonografia é extremamente técnica, complexa e acarreta grandes dificuldades de execução em pacientes com dificuldades cognitivas ou com deficiência, mesmo quando realizada em regime de ambulatório.

- Vários autores advogam a necessidade de um método mais simples para avaliação de distúrbios do sono neste tipo de pacientes [201]. Desta forma, a utilização do novo sistema electrotêxtil agora desenvolvido poderá, de uma forma automática, ser aplicado em pacientes com estas patologias, mas também em pacientes possuidores de doenças neurodegenerativas como a Parkinson e o Alzheimer entre outras. Assim, de uma forma completamente livre de interferências exógenas, de uma forma perfeitamente imperceptível e completamente inserido no seu próprio ambiente, poderemos ter acesso a uma maior quantidade de dados acerca do movimento corporal constituindo-se como uma potencial ferramenta para avaliar a deterioração do estado mental/cognitivo e da eficácia do tratamento nestes pacientes.
- O protótipo desenvolvido neste trabalho de investigação pode ser ajustado para fornecer um trabalho de monitorização contínuo, em tempo real se necessário. Adicionalmente, teremos uma informação quantificada sem necessidade de auto-relatórios subjetivos recorrentes noutras metodologias de avaliação da qualidade do sono.
- Adicionalmente, poderá revelar-se muito útil na deteção precoce de doenças associadas à limitação de movimentos, ou em situações onde possam ocorrer microdespertares (não detetado pelo paciente, mas com várias e eventualmente graves repercussões clínicas), devido à sua capacidade de avaliação tridimensional dos movimentos corporais, acompanhando a evolução dos movimentos do sono ao longo da evolução das doenças degenerativas. Isto pode ser útil para detetar um padrão de movimentos corporais em diferentes estágios patológicos e, em seguida corroborar no diagnóstico diferencial e/ou na avaliação de diferentes doenças degenerativas.
- Consequentemente, poderá contribuir para um aumento significativo do conforto do paciente, uma forte redução dos custos através da diminuição do número de dispendiosos exames polissonográficos efetuados para acompanhamento destes doentes, uma diminuição de tempos de hospitalização e uma menor utilização de recursos humanos e materiais do SNS.

Capítulo 7

Perspetivas Futuras

O trabalho realizado mostra que a solução tecnológica apresentada prefigura um método alternativo, para o controlo da qualidade do sono comparativamente a medições com base em escalas subjetivas ou ainda com recurso a métodos mais complexos, dispendiosos e relativamente inacessíveis, para este efeito, como seja a PSG. Com o objetivo de desenvolver e complementar este estudo, poderão ainda realizar-se alguns trabalhos futuros tais como:

- Complementar a solução tecnológica desenvolvida através da adição de um módulo para a gestão dos padrões de sono o que, com base nos dados recolhidos através da ferramenta electrotêxtil desenvolvida, já é possível. Contudo, esta componente não foi o foco do trabalho inicial pois requer o desenvolvimento/aquisição de um algoritmo específico que estabeleça a relação entre o movimento detetado e as diferentes fases do sono;
- Reengenharia do protótipo electrotêxtil apresentado evoluindo para um sistema de sensorização baseado em etiquetas RFID com tecnologia WISP (*Wireless Identification and Sensing Platform*). Este passo representa uma evolução natural para sistemas de monitorização remota numa solução de e-health personalizada;
- Ajuste automático e individualizado do nível de sensibilidade dos acelerómetros através de um software específico;
- Inovar ao nível dos materiais têxteis, particularmente, utilizando outro tipo de fios condutores (fios recobertos) e do seu processo de aplicação, como por exemplo, o bordado ou, inclusivamente, substituindo o substrato de suporte (camada intermédia) por uma malha otimizada e com os circuitos elétricos tricotados diretamente.
- Adicionar outros sensores para medir outras variáveis como por exemplo, luz; temperatura e humidade.

Referências Bibliográficas

- [1] - Pilar Rente e Teresa Pimentel, A Patologia do Sono, Edições Lidel, 2004;
- [2] - The International Classification of Sleep Disorders. Second Edition Diagnostic & Coding Manual American Academy of Sleep Medicine –Westchester, IL, USA, 2005;
- [3] - Loomis AL, Harvey EN, Hobart G, Potential Rhythms of the Cerebral Cortex During Sleep, Science, 1935 Jun 14;81(2111):597-8;
- [4] - Almondes, K. M & Araújo, J. F. (2003). Padrão do Ciclo Sono Vigília e sua Relação com a Ansiedade em Estudantes Universitários, Estudos de Psicologia, 8, 37-43.
- [5] - Donald L. Schomer e Lopes da Silva, Fernando H. Eds., Niedermeyer's Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, Oxford University Press; 7th edition, January 4, 2018;
- [6] - Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, et al., eds, Neuroscience, 2nd edition, Sinauer Associates; 200;
- [7] – Patrick McNamara, Theories of REM and NREM Sleep, pp 99-120, In The Neuroscience of Sleep and Dreams, Cambridge University Press, February 2019;
- [8] - Sudhansu Chokroverty e Robert J. Thomas, Atlas of Sleep Medicine, 2nd Edition, 2014 Elsevier Inc;
- [9] - Ferro C.V, Ide M.R, Streit, M.V. “Correlação dos Distúrbios do Sono e Parâmetros Subjetivos em Indivíduos com Fibromialgia”. Curso de Fisioterapia do UNIFOR-MG, 2008; 21(1):33-88;
- [10] - Institute of Medicine (US) Committee on Sleep Medicine and Research; Colten HR, Altevogt BM, editors, Sleep Disorders and Sleep Deprivation: An Unmet Public Health Problem, National Academies Press (US); 2006;
- [11] - Maquet P, Matarazzo LA, Foret A, Mascetti L, Bourdieu AS, Contribution of sleep to learning and memory, Muto V, Biol Aujourdhui. 2010;204(2):139-43, 2010;

- [12] - Born J, Slow-wave sleep and the consolidation of long-term memory, *World J. Biol. Psychiatry*. 2010 Jun;11 Suppl 1:16-21,
- [13] - Foley, D., Ancoli-Israel, S., Britz, P., Walsh, J., Sleep disturbances and chronic disease in older adults: results of the 2003 National Sleep Foundation Sleep in America Survey. *J. Psychosom Res.* 56, 497-502 (2004);
- [14] - Suzuki K, Miyamoto M, Miyamoto T, Iwanami M, Sakuta H, Hirata K. (2012) Sleep disturbances in patients with Parkinson disease. *Brain Nerve*, 2012 Apr;64(4):342-55;
- [15] – A. Rose, KM, Fagin, CM, Lorenz, R. J, Sleep disturbances in dementia: what they are and what to do, *Gerontol Nurs*, 36(5); PP. 9-14, 2010;
- [16] – Gerhman, P., Marler M., Martin, JL, Shochat, T,Corey-Bloom, J., Ancoli-Israeli S., “The relationship between dementia severity and rest/activity circadian rhythms”, *Neuropsychiatry Disease Treatment*, June, pp. 155-163, 2005;
- [17] - Boeve, BF, Molano, JR, Ferman, TJ, Smith GE, Lin SC, et al, Validation of the Mayo Sleep Questionnaire to screen for REM sleep behaviour disorder in an aging and dementia cohort, *Sleep Medicine* 2011 May;12(5):445-53. doi: 10.1016/j.sleep.2010.12.009, 2011;
- [18] - Maria Carolina Belo da Cunha, Maria Lúcia Zanetti, Vanderlei José Hass, Sleep Quality in Type 2 Diabetics, *Rev Latino-am Enfermagem* 2008 setembro-outubro; 16(5):850-5;
- [19] - Salami, O, Lyketsos, C., Rao, V., Treatment of sleep disturbance in Alzheimer's dementia, *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 2011 Aug;26(8):771-82. ,2011;
- [20] - Rongve A, Boeve BF, Aarsland D.J, Frequency and correlates of caregiver-reported sleep disturbances in a sample of persons with early dementia, *American Geriatric Society*, 2010 Mar;58(3):480-6;
- [21] - Patil SP., What every clinician should know about polysomnography, *Respiratory Care* 2010 Sep;55(9):1179-95;

- [22] – Christopher A. Magee et al., An investigation of the dimensionality of the Pittsburgh sleep quality index in Australian adults, *Sleep and Biological Rhythms*, n°6, pp. 222-227, 2008;
- [23] – Freire, M.O.; Figueiredo, V.; Gomide, A.; Jansen, K.; Silva, R.; Magalhães, P.; “Escala de Hamilton: Estudo das Características Psicométricas em uma Amostra do Sul do Brasil”. *J. Brasileiro de Psiquiatria*, 2014, 63(4): pp. 281-289.
- [24] – Michael T. Smith and Stephen T. Wegener, Measures of sleep: The insomnia severity index, Medical outcomes study, Sleep scale, Pittsburgh sleep diary and Pittsburgh sleep quality index, *Arthritis care & research*, Vol. 49, N° S5, pp S184-S196, 2003;
- [25] – Che-Chang Yang 1 and Yeh-Liang Hsu, Review of Accelerometry-Based Wearable Motion Detectors for Physical Activity Monitoring, *Sensors* 2010, 10, 7772- 7788;
- [26] - Chen, K.Y.; Bassett, D.R., Jr., The technology of accelerometry-based activity monitors: Current and future. *Med. Sci. Sports. Exerc.* 2005, 37, 490-500;
- [27] - Öberg, P.Å.; Togawa, T.; Spelman, F.A. *Sensors in Medicine and Health Care*; Wiley-VCH. Weinheim: Berlin, Germany, 2004; Volume 1, pp. 245-252;
- [28] - Warren W. Tryon, “Actigraphy; The ambulatory measurement of physical activity”, *Behavioural sports psychology*, J.K. Luiselli, D.D. Reed (Eds.), Springer, 2011;
- [29] - Oleg V. Grishin et al., “**Actigraphy in diagnostics of human operator’s falling asleep**”, *World applied Sciences* Vol. 18, n°3, pp. 357-360, 2012;
- [30] - Lin Sun et al., “Activity recognition on an accelerometer embedded mobile phone with varying positions and orientations”, Z. Yiu et al. (Eds.) LNCS 6406, pp. 548-562, 2010;
- [31] – Martin A. King et al., The validation of a new actigraphy system for the measurement of periodic leg movement in sleep, *Sleep Medicine*, N°6, pp. 507-513, 2005;

[32] – Viola Gschliesser et al., “PLM Detection by actigraphy compared to polysomnography: A validation and comparison of two actigraphs”, *Sleep Medicine*, N°10, pp. 306-311, 2009;

[33] - Heenam Yoon et al., “Estimation of sleep posture using a patch-type accelerometer-based device”, *IEEE*, 2015;

[34] – Tryon, W. W.: Issues of Validity in Actigraphic Sleep Assessment. *Sleep* 27, 158-165 (2004);

[35] - Shneerson, Smith, I. E., The Validation of a New Actigraphy System for the Measurement of Period Leg Movements in Sleep, *Sleep Medicine* 6, 507-513 (2005);

[36] - Sharon A. Keenan, Polysomnographic Technique: An Overview, *Sleep Disorders Medicine Basic Science, Technical Considerations, and Clinical Aspects*, 1994, Pages 79-94;

[37] – Manual técnico do Polissonógrafo Alice Night One - Philips Respironics;

[38] - Anna Maria Bianchi, Martin Oswaldo Mendez, and Sergio Cerutti, Processing of Signals Recorded Through Smart Devices: Sleep-Quality Assessment, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, VOL. 14, NO. 3, MAY 2010;

[39] - Adriana M. Adami, André G. Adami, Tamara L. Hayes e Zachary T. Beattie, A system for assessment of limb movements in sleep, 2013 IEEE 15th International conference on e-health networking, applications and services (Healthcom 2013);

[40] - S. Lokavee, N. Watthanawishuth, J. Mensing and T. Kerdcharoen, Sensor pillow system: monitoring cardio-respiratory and posture during sleep, *Proceedings of the Biomedical engineering international conference – BMEiCON 2011*, 2011;

[41] - Jose M. Perez-Macias, Holly Jimison, Ilkka Korhonen e Misha Pavel, Comparative assessment of sleep quality estimates using home monitoring technology, *IEEE*, 2014;

[42] - A. Gaddam, S. C. Mukhopadhyay and G. Sen Gupta, Necessity of a bed-sensor in smart digital home to care for elder-people, *IEEE*, 2008;

- [43] – Sacco, Isabel C.N. et al., “Análise biomecânica de posturas mediante fotografia digital: estudos de casos”, R, Bras. Ci e Mov. Brasília Vol. 11, n^o2, pp. 25-23, 2003;
- [44] – Aaronson, S. T., Rashed, S., Biber, M. P., Hobson, J. A.: Brain state and body posture: a time-lapse video study of sleep. Arch. Gen. Psychiatry 39, 330-335 (1982)
Muzet, A., In Dynamics of Body Movements in Normal Sleep. Presented at Eighth European Congress on Sleep Research, Szeged, Hungary (1986);
- [45] – Occhiuzzi, C., Marrocco, G.: RFID Technology for the Neuroscience: Feasibility of Sleep Disease Monitoring. In: Proceedings of EuCAP 2009, Berlin (2009);
- [46] - Gezici, S., Poor, H. V.: Position estimation via ultra-wide-band signals. Proceedings of the IEEE 97(2), 386-403 (2009);
- [47] - Johanna Wilde-Frenz e Hartmut Schulz, Rate and distribution of body movements during sleep in humans, Perceptual and motor skills, Vol. 56, Pag. 275-283, 1983;
- [48] - Teodore A. Omachi, “Measures of sleep in rheumatologic diseases”, Arthritis care & research, Vol. 63, N^o S11, pp S287-S296, 2011;
- [49] - Hongbo Ni et al., “Towards non-intrusive sleep pattern recognition in elder assistive environment”, Z. Yiu et al. (Eds.) LNCS 6406, pp. 96-109, 2010;
- [50] - Carrie B. H., Simon J.G.L., Roger A. B. “The use of Actiwatch-Neurologica[®] system to objectively assess the involuntary movements and sleep-wake activity in patients with mild-moderate Huntington’s disease”, Journal of Neurology, n^o 252, pp. 642-647, 2005;
- [51] - Jason J. Liu et al., Sleep posture analysis using a dense pressure sensitive bedsheet, Passive and mobile computing, Vol. 10, pag. 34-50, Published by Elsevier B. V., 2014;
- [52] - Anne Schwarz-Pfeiffer, Melanie Hoerr, Viktorija Mecnika, Textiles with Integrated Sleep -monitoring Sensors, In Ed. Lieva Van Langhenhov, Advances in Smart Medical Textiles, 2016 Elsevier Ltd;

[53] – Wenyao Xu and Nabil Alshurafa, “A dense pressure sensitive bedsheet design for unobtrusive sleep posture monitoring”, *Pervasive Computing and Communications (PerCom)*, 2013 IEEE, DOI: 10.1109/PerCom.2013.6526734

[54] - Lieva Van Langenhove, “Smart textiles: Past, present and future”, *Handbook of Smart Textiles*, X. Tao (ed.), Springer Science+Business Media Singapore, 2015;

[55] - C. Hertleer and L. V. Langenhove, Standards for smart textiles, *Handbook of Smart textiles*, X. Tao (ed.), Springer Science+Business Media Singapore, 2015;

[56] - A. Ferreira, F. Ferreira e F.R. Oliveira, *Têxteis Inteligentes: Uma Breve Revisão da Literatura*, Redige, Vol. 5, 2014;

[57] - “Clevertex- Development of a strategic Master Plan for the transformation of the traditional textile and clothing into a knowledge driven industrial sector by 2015”; Project funded by European commission under 6th framework programme N° FP6-2003-NMP-TI3-main;

[58] - Christian Dalsgaard e Rachael Sterrett, White paper on smart textiles garments and devices: a market overview of smart textiles wearable technologies, Ohmatex ApS, 2014;

[59] – P. Bosowski, M. Hoerr, V. Mecnika, T. Gries, S. Jockenhövel, Design and manufacture of textile-based sensors, In Ed. Tilak Dias, *Electronic Textiles Smart Fabrics and Wearable Technology*, 2015 Elsevier;

[60] - Edward Sazonov and Michael R. Neuman, *Wearable Sensors Fundamentals, Implementation and Applications*, 2014 Elsevier Inc;

[61] - C. R. Cork, Conductive fibres for electronic textiles: an overview, *Handbook of smart textiles*, X. Tao (ed.), Springer Science+Business Media Singapore, 2015.

[62] - H. Qu, M. Skorobogatiy, Conductive Polymer Yarns for Electronic Textiles, pg 301-307, In Ed. Tilak Dias, *Electronic Textiles Smart Fabrics and Wearable Technology*, 2015 Elsevier Ltd.

- [64] - Beeby, S., Cork, C., Dias, T., Grabham, N., Torah, R., Tudor, J., Yang K., 2014. Advanced manufacturing of Smart and Intelligent Textiles (SMIT). Final technical report to Dstl, United Kingdom, 14 May 2014.
- [65] - Bekintex. <http://www.bekaert.com> (accessed 30.07.14.);
- [66] - Stoppa M, Chiolerio A., Wearable Electronics and Smart Textiles: A Critical Review, *Sensors* 2014; 14(7): p. 11957-11992.
- [67] – D. Rossi and R. Paradiso, Future Direction: E-Textiles, in *Wearable Monitoring Systems*, A. Bonfiglio and D. De Rossi, Eds., ed: Springer US, 2011, pp. 147-162.
- [68] – D. Kincal, A. Kumar, A. D. Child, and J. R. Reynolds, Conductivity switching in polypyrrolecoated textile fabrics as gas sensors, *Synthetic Metals*, vol. 92, pp. 53-56, 1/15/ 1998.
- [69] – P. Lekpittaya, N. Yanumet, B. P. Grady, and E. A. O'Rear, "Resistivity of conductive polymer-coated fabric," *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 92, pp. 2629-2636, 2004.
- [70] – J. Wu, D. Zhou, C. O. Too, and G. G. Wallace, "Conducting polymer coated lycra, *Synthetic Metals*, vol. 155, pp. 698-701, 12/15/ 2005.
- [71] - K. W. Oh, H. J. Park, and S. H. Kim, Stretchable conductive fabric for electrotherapy, *Journal of Applied Polymer Science*, vol. 88, pp. 1225-1229, 2003.
- [72] - W. E. Morton e J.W.S. Hearle, *Physical properties of textile fibres – Fourth Edition*, Woodhead Publishing Limited, 2008 Elsevier Inc;
- [73] - Thomas Gries, Dieter Veit, Burkhard Wulfhorst, *Textile Technology*, 2nd Edition, Carl Hanser Verlag, Munich 2015;
- [74] - J W S Hearle (Ed.), *High-Performance Fibres*, 2001, Woodhead Publishing Ltd;

[75] - Tatsuya Hongu, Glyn O. Phillips e Machiko Takigami, *New Millennium Fibers*, 2005, Woodhead Publishing Limited;

[76] – Eds. B. L. Deopura, R. Alagirusamy, M. Joshi e B. Gupta, *Polyesters e Polyamides*, 2008, Woodhead Publishing Limited;

[77] – J. Hayavadana, *Woven Fabric Structure Design and Product Planning*, 2015 by Woodhead Publishing India Pvt. Ltd.;

[78] - J. David. Spencer, *Knitting Techonology*, Published by Woodhead Publishing Limited, Abington Hall, Abington Cambridge CB1 6AH, England, Third edition 2001.

[79] - Tomohiro Kuroda, Hideya Takahashi e Atsuji Masuda, “Woven Electronic Textiles”, In Eds. Edward Sazonov Michael R. Neuman *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications*, 2014 Elsevier Inc.

[80] – Rita Paradiso, Laura Caldani, Maria Pacelli, “Knitted Electronic Textiles”, In Eds. Edward Sazonov Michael R. Neuman *Wearable Sensors: Fundamentals, Implementation and Applications*, 2014 Elsevier Inc.;

[81] – Ed. K. F. Au, *Advances in Knitting Technology*, Woodhead Publishing Limited, 2011;

[82] - Sadhan Chandra Ray, *Fundamentals and Advances in Knitting Technology*, Woodhead Publishing India Pvt. Ltd., 2012;

[83] - Lina M Castano e Alison B Flatau, *Smart Fabric Sensors and e-Textile Technologies: A review*, *Smart Materials and Structures*, Smart Materials and Structres, N. 23 (2014) 053001 (27pp)

[84] - P. Bosowski, M. Hoerr, V. Mecnika, T. Gries e S. Jockenhovel, “Design and Manufacture of Textile-Based Sensors”, In Ed. Tylak Dias, *Electronic textiles: Smart Fabrics and Wearable Technology*, 2015 Elsevier Ltd;

[85] - Alexandre J. S. Ferreira, *Produtos Têxteis Inteligentes Incorporando Filamentos Compósitos com Nanotubos de Carbono*, Tese de Doutorado, U. Minho, janeiro 2015;

- [86] - Y. Kim e Honggang Wang, Textile-based body sensor networks and biomedical computing for healthcare applications, In Ed. X. Tao, Handbook of smart textiles, Springer Science+Business Media Singapore, 2015
- [87] - M. Pacelli, G. Loriga., N. Taccini and R. Paradiso, “Sensing Fabrics for Monitoring Physiological and Biomechanical Variables: E-textile solutions”, Proceedings of the 3rd IEEEEMBS International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors MIT, Boston, USA, Sept.4-6, 2006;
- [88] - M. Pacelli, L. Caldani and R. Paradiso, Textile Piezoresistive Sensors for Biomechanical Variables Monitoring, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006;
- [89] - Scilingio, E.P., Lorussi, F., Mazzoldi, A., De Rossi, D., “Strain-Sensing Fabrics for Wearable Kinaesthetic-like Systems”, IEEE Sensors Journal, Volume 3, Number 4, 2003, pp. 460-467;
- [90] - D. Roggen, G. Troster e A. Bulling, Signal Processing Technologies for Activity-Aware In Smart Textiles, Multidisciplinary know-how for smart textiles developers, Woodhead publishing Lda., 2013.
- [91] - Paradiso R., De Rossi D., “Advances in textile technologies for unobtrusive monitoring of vital parameters and movements”, Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006;
- [92] – Park S, Jayaraman S. Enhancing the Quality of life Through Wearable Technology. School of Textile and Fiber Engineering, Georgia Institute of Technology, Atlanta, GA 30332-0295,USA.
- [93] - Andreas Lymberis, Ph.D., and Silas Olsson, M.Sc., Intelligent Biomedical Clothing for Personal Health and Disease Management: State of the Art and Future Vision, Telemedicine Journal and e-Health, Volume 9, Number 4, 2003
- [94] - G. Loriga, N. Taccini, M. Pacelli, R. Paradiso, Flat knitted sensors for respiration monitoring, IEEE Indust. Electro. Mag. 1 (2) (2008) 4-7;

- [95] - J. McCann and D. Bryson, Smart Clothes and Wearable Technology, Elsevier Science 2009;
- [96] - X. Tao, Smart Fibres, Fabrics, and Clothing: Woodhead Publishing, 2001;
- [97] - L. a. H. Van Langenhove, Carla and Catrysse, M and PuerS, R and van Egmond, Hendrik and Matthys, Dirk, The use of textile electrodes in a hospital environment, presented at the Proceedings of 3rd Autex Conference, 2003;
- [98] - Annalisa de Figlio et al, Wearable Monitoring Systems; Springer Verlag, 2011;
- [99] - S. Coyle e D. Diamond, “Medical applications of smart textiles”, Multidisciplinary know-how for smart textiles developers, Woodhead publishing lda., 2013.
- [100] - A. Horrocks e Subhash Anand, “Handbook of Technical Textiles Volume 2 - Technical Textile Applications, 2016, Elsevier Ltd.;
- [101] - E. El Mogahzy, “Engineering Textiles”, Woodhead Publishing Limited, 2009;
- [102] - Medical Textiles Market Analysis By Raw Material (Non-woven, Knitted, Woven), By Application (Implantable Goods, Non-implantable Goods, Healthcare & Hygiene Products) and Segment Forecasts to 2022 – Grand View Research.
- [103] - Nuno Belino, Raul Fangueiro, Sohel Rana, Pelagia Glampedaki, e Georgios Priniotakis, Medical and Healthcare Textiles, In Ed. Roshan Paul, High Performance Technical Textiles, 2019 John Wiley & Sons Ltd;
- [104] - E. R. Post, "Smart Fabric, or "Wearable Clothing", " 1997, pp. 167-167;
- [105] - Xiaoming Tao (Ed.), Handbook of Smart Textiles, Springer Science+Business Media Singapore 2015;
- [106] - Henock Hunde Dadi, Literature Overview of Smart Textiles, MSc Thesis, Swedish School of Textiles, University of Borås;

- [107] – Tatiana Laschuk, “Aplicação de Têxteis Inteligentes a Produtos de Design de Moda”, Dissertação de Mestrado em Engenharia Têxtil, UM. 2008;
- [108] - Deepti Guta, “Functional Clothing – Definition and Classification”, Indian Institute of Technology, Indian Journal of Fibre and Textile Research Vol. 36, December 2011, pp. 321-326, New Delhi, India;
- [109] - L. Ashok Kumar e C. Vigneswaran, Electronics in Textiles and Clothing: Design, Products and Applications, 2016 by Taylor & Francis Group, LLC;
- [110] - Kumar, R.S. Medical Textiles. In: Textiles for Industrial Applications. Boca Rotan, FL: (2014) CRC Press;
- [111] - Danish Ahmed, Hybridization od smart textiles in medical and healthcare management, Proceedings of Autex 2009 Textile Conference, 26-28 May, 2009, Izmir, Turkey;
- [112] – A. Schwirtz, The Comfort Assessment of Wearable Computers, presented at the Proceedings of the 6th IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2002;
- [113] - J. F. Knight and C. Baber, A Tool to Assess the Comfort of Wearable Computers, Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society, vol. 47, pp. 77-91, Spring 2005 2005;
- [114] - Guowen Song (Ed.), Improving Comfort in Clothing, Woodhead Publishing Limited, 2011,
- [115] - Michael Wiklund et al, **Usability Testing of Medical Devices**, CRC Press 2011;
- [116] - K. Bodine and F. Gemperle, Effects of Functionality on Perceived Comfort of Wearables, Presented at the Proceedings of the 7th IEEE International Symposium on Wearable Computers, 2003;

- [117] - Sungmee Park, Kyunghee Chung e Sundaresan Jayaraman, Wearables: Fundamentals, Advancements, and a Roadmap for the Future, In Eds. Edward Sazonov and Michael R. Neuman, “Wearable Sensors Fundamentals, Implementation and Applications”, 2014 Elsevier Inc.
- [118] - T. Kuroda, H. Noma, C. Naito, et al., Prototyping sensor network system for automatic vital signs collection, Method Inform. Med. (2013);
- [119] - Vladan Koncar (Ed.), Smart Textiles and Their Applications, Cambridge UK: Woodhead Publishing; 2016;
- [120] - Y. Kim e H. Wang, Textile Based Body Sensor Networks and Biomedical computing for Healthcare Applications, In Ed. X. Tao, Handbook of Smart Textiles, Springer 2015;
- [121] - Mecnika, V., Riga e Hoerr, M., Smart Textiles for Healthcare: Applications and Technologies, Fundamental Library of the Latvia University of Agriculture, 2014;
- [122] - Morris D, Coyle S. Wu Y, Lau KT, Diamond D. Francesco F, Constanzo D, “BIOTEX Biosensing Textiles for Personalized Healthcare Management”, IEEE Trans. Inf. Technol. BioMed. 2010, 14, 364-370;
- [123] - A Richard Horrocks e Subhash C. Anand, Handbook of technical textiles - Volume 1: Technical Textile Processes, 2nd Edition, 2016, 2000 Elsevier Ltd;
- [124] - H.F. Machiel Van der Loos, Hisato Kobayashi, Gregory Liu, Ying Yu Tai, Joel Ford, Joseph Norman, Tsuyoshi Tabata,, Tomoaki Osada, Unobtrusive Vital Signs Monitoring from a Multisensor Bed Sheet, RESNA'2001 Reno, NV, June 22-26, 2001;
- [125] - Dunne, L.E., Brady, S., Smyth, B., Diamond, D., “Initial development and testing of a novel foam-based pressure sensor for wearable sensing”, Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation, Volume 2, Number 4, March 1st, 2005;
- [126] - Walter Best, Sebastian Gerundt, **Textile product having an integrated sensor for measuring pressure and temperature**, US Patent 7,276,137;

- [127] - Holter NJ, Generelli JA: Remote recording of physiologic data by radio. Rocky Mountain Med Journal 1949:747-751;
- [128] - VTAM-A New "Biocloth" For Ambulatory Telemonitoring, Weber, J. L. et al. 2003, 4th International IEEE EMBS Special Topic Conference on Information Technology Applications in Biomedicine - <http://www.medes.fr/VTAMN.htm/>;
- [129] - R. Takahashi, K. Yamada, Y. Ohno, et al., Development of new type incontinence sensor using RFID tag, Proc. Sound Music Comput. Conf. (2010) 2695- 2700;
- [130] - Baurley, S., Interactive and experiential design in smart textile products and applications. Personal Ubiquitous Comput, Londres, v. 8, n. 3, p. 274-281, 2004.
- [131] - Edmison, J. et al. Using piezoelectric materials for wearable electronic textiles. In: International Symposium on Wearable Computers, 6, 2002, Blacksburg, Proceedings..., Blacksburg: ISWC, 2002. p. 41-48;
- [132] - C. Gopalsamy, S. Park, R. Rajamanickam, and S. Jayaraman, "The Wearable Motherboard™: The first generation of adaptive and responsive textile structures (ARTS) for medical applications," Virtual Reality, vol. 4, pp. 152-168, 1999;
- [133] - Sensatex, Inc., Development of the Sensatex SmartShirt, pHealth, 2006 - Smartshirt. Disponível em: <http://www.smartshirt.gatech.edu/>;
- [134] - K. J. Heilman, S. W. Porges, "Accuracy of the Lifeshirt (Vivometrics) in the detection of cardiac rhythms", Biological Psychology 75 (2007) 300-3005 - Lifeshirt. Disponível em: <http://vivonoetics.com/products/sensors/lifeshirt/>;
- [135] - Zoll Life Vest. Disponível em: <https://lifest.zoll.com/> (Acedido em: 06.09.17);
- [136] - Bipin J Agarwal e Sandeep Agarwal, Integrated Performance Textiles designed for Biomedical Applications, International Conference on Biomedical Engineering and Technology, IPCBEE vol.11, 2011, IACSIT Press, Singapore;

[137] - Masaaki Makikawa, Naruhiro Shiozawa e Shima Okada, Fundamentals of wearable sensors for the monitoring of physical and physiological changes in daily life", in (Eds.) Edward Sazonov e Michael R. Neuman, Wearable sensors, 2014 Elsevier Inc.;

[138] - Ataman, C. et al. A robust platform for textile integrated gas sensors. Sensors and Actuators B: Chemical, [S.l.], 177, p. 1053-1061, 2013.

[139] - Paradiso, R. Loriga, G. Taccini, N. Gemignani, A. E. Ghelarducci, B., WEALTHY - a Wearable Healthcare System: New Frontier on e-Textile, Journal of Telecommunications and Information Technology, N. 4, pp. 105-113, 2005;

[140] - R. Paradiso, G. Loriga, N. Taccini, A wearable health care system based on knitted integrated sensors, IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 9 (3) (2005) 337-344;

[141] - Rita Paradiso e Laura Caldani, Electronic Textile Platforms for Monitoring in a Natural Environment, Research Journal of Textile and Apparel, Vol. 14 No. 4, pp. 9-21, 2005;

[142] - S. Coyle, K.-T. Lau, N. Moyna, D. O'Gorman, D. Diamond, F. Di Francesco, et al., BIOTEX--biosensing textiles for personalised healthcare management, IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 14 (2) (2010) 364-370.

[143] - T.S. Licht, M. Stern, H. Shwachman, Measurement of the electrical conductivity of sweat its application to the study of cystic fibrosis of the pancreas, Clin. Chem. 3 (1) (1957) 3748.

[144] - G. Wallace, D. Diamond, K. T. Lau, S. Coyle, Y. Wu, and D. Morris, Flow analysis apparatus and method US20080213133 A104-Sep-2008.

[145] <http://www.e-sponder.eu>, (Acedido em: 24.06.14);

[146] - T. Giorgino, P. Tormene, G. Maggioni, C. Pistarini, S. Quaglini, Wireless support to poststroke rehabilitation: MyHeart's neurological rehabilitation concept, IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 13 (6) (2009) 1012-1018;

[147] - A. Tognetti, F. Lorussi, R. Bartalesi, S. Quaglini, M. Tesconi, G. Zupone, et al., Wearable kinesthetic system for capturing and classifying upper limb gesture in post-stroke rehabilitation, J. Neuroeng. Rehabil., 2, 2005;

- [148] – L. Caldani, M. Pacelli, D. Farina, R. Paradiso, E-textile platforms for rehabilitation, Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2010 (2010) 51815184;
- [149] - L. Caldani, C. Mancuso, R. Paradiso, E-textile platform for movement disorder treatment, in: J.L. Pons, D. Torricelli, M. Pajaro (Eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, Springer Berlin Heidelberg, 2013, pp. 1049-1053;
- [150] - J. Habetha, “The MyHeart Project – Fighting Cardiovascular Diseases by Prevention and Early Diagnosis”, 28th Annual International Conference, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), August 30 – Sept. 3, 2006, NY City, USA;
- [151] - J. Luprano, European Projects on Smart Fabrics, Interactive Textiles: sharing Opportunities and Challenges, Workshop on Wearable Technology and Intelligent Textiles, IST 2006, Helsinki;
- [152] - <http://www.neuralrehabilitation.org/projects/tremor/index.htm/> (Acedido em: 12.09.16);
- [153] - Conforto S, Bernabucci I, Severini G, Schmid M, D’Alessio T. “Biologically inspired modelling for the control of the upper limb movements: from concept studies to future application,” *Front Neurorob*, 3(3), 2009;
- [154] - Gallego JA, Rocon E, Roa JO, Moreno JC, Pons JL. “Real-time estimation of pathological tremor parameters from gyroscope data,” *Sensors*, 10: 2129-2149, 2010;
- [155] - R. Paradiso, A.M. Bianchi, K. Lau, E.P. Scilingo, PSYCHE: personalised monitoring systems for care in mental health, Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2010 (2010) 3602-3605;
- [156] - G. Valenza, C. Gentili, A. Lanata, E.P. Scilingo, Mood recognition in bipolar patients through the PSYCHE platform: preliminary evaluations and perspectives, *Artif. Intell. Med.* 57 (1) (2013) 49-58.
- [157] - <http://psyche-project.org/> (Acedido em: 21.11.16);

[158] - A. Greco, A. Lanata`, G. Valenza, G. Rota, N. Vanello, E.P. Scilingo, On the deconvolution analysis of electrodermal activity in bipolar patients, Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2012 (2012) 6691- 6694.

[159] – Belino et Al., MEDTEX Project – An Innovative Electrotexile Device for the Prophylaxis of Pressure Ulcers, 1st SMARTEX-Egypt 2011(World Textiles Conference), May, 23rd –25th 2011, Kafrelsheikh University, Egypt;

[160] - <https://www.smh.com.au/technology/smart-bra-australian-engineers-develop-bionic-bra-with-intelligent-fabric-20141211-124xaw.html/>;

[161] - <https://www.ralphlauren.com/product-archive/replacement-polotech-shirt/331330.html/>;

[162] - <https://komodotec.com/aiospecs/>;

[163] – <https://www.hexoskin.com/>;

[164] – <https://www.hexoskin.com/pages/astroskin-vital-signs-monitoring-platform-for-advanced-research/>;

[165] – <https://www.liveathos.com/brand/studies/>;

[166] - <https://www.sporttechie.com/heddoko-is-a-smart-garment-that-gives-athletes-3d-visuals-about-their-movements/>;

[167] - <https://futurist.gr/smoozi-d-shirt-connected-clothing/>;

[168] - https://www.acm.pt/_docs/noticias_2274_1.pdf/;

[169] - <http://www.sensoriafitness.com/>;

[170] - https://samsungfashion.com/contents_eng/archive_detail.jsp?s=212/;

[171] - Xiao-Fei, Yuan-Ting Zhang e Paolo Bonato, Wearable medical systems for p-Health, IEEE Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 1, 2008;

[172]- Chris D. Nugent et al, **Personalized Health Management Systems**, IOS Press, 2005;

[173] - Andreas Lymberis et Al, *Wearable e-Health Systems for Personalized Health Management*, IOS Press, 2004;

[174] – Toshiyo Tamura, *Wearable Inertial Sensors and their Applications*, In Eds. Edward Sazonov and Michael R. Neuman, *Wearable Sensors Fundamentals, Implementation and Applications*, 2014 Elsevier Inc;

[175] - Q. Zou, W. Tan, E.S. Kim, G.E. Loeb, Single- and triaxial piezoelectric-bimorph accelerometers, *J. Microelectromechanical Syst.* 17 (1) (2008) 45-57;

[176] - Shyamal Patel, Hyung Park, Paolo Bonato, Leighton Chan e Mary Rodgers, “A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation”, *Journal of Neuroengineering and rehabilitation*, nº9, 21, 2012;

[177] *Accelerometer Design and Applications*, Analog Devices (www.analog.com);

[178] - iMEMS® Accelerometers - Technical Articles, Analog Devices (www.analog.com);

[179] - Ilsoo Cho, *Smart Clothing Technology and Applications*, 2009 by Taylor & Francis Group, LLC;

[180] - Rita A. Boscolo, Isabel C. Sacco, Hanna K. Antunes, Marco Túlio de Mello, Sérgio Tufik, “Avaliação do padrão de sono, atividade física e funções cognitivas em adolescentes escolares”, *Rev Port Cien Desp* 7(1) 18–25;

[181] - Maki Jike, Osamu Itani, Norio Watanabe, Daniel J Buysse, Yoshitaka Kaneita, “Long Sleep Duration and Health Outcomes: A Systematic Review, Meta-Analysis and Meta-Regression” *Sleep Med Rev* 2018 Jun;39:25-36. doi:10.1016/j.smr.2017.06.011;

[182] - Yong Liu, Anne G. Wheaton, Daniel P. Chapman, Timothy J. Cunningham, Hua Lu, Janet B. Croft, “Prevalence of Healthy Sleep Duration among Adults — United States, 2014”, *CDC Weekly / February 19, 2016 / 65(6)*;137–141;

- [183] - Ferdinand Zizi, Abhishek Pandey, Renee Murray-Bachmann, Miriam Vincent, Samy McFarlane, Gbenga Ogedegbe, Girardin Jean-Louis, “Race/ethnicity, Sleep Duration, and Diabetes Mellitus: Analysis of the National Health Interview Survey”, *American Journal Medicine*. 2012 Feb;125(2):162-7. doi: 10.1016/j.amjmed.2011.08.020.
- [184] - Lauren Hale, Victoria Parente, Jennifer Beam Dowd, Megan Sands, Jeffrey S. Berger, Yiqing Song, Lisa W. Martin, Matthew A. Allison, “Fibrinogen may mediate the association between long sleep duration and coronary heart disease”, *Journal of Sleep Research*. Jun 1 2013, 3(22): pp. 4105-314, <https://doi.org/10.1111/jsr.12020>;
- [185] - Mathias Basner, Andrea M. Spaeth, and David F. Dinges, “Sociodemographic Characteristics and Waking Activities and their Role in the Timing and Duration of Sleep”, *Sleep*. 2014 Dec 1; 37(12): 1889–1906, doi: 10.5665/sleep.4238;
- [186] - Christopher B Miller, Christopher J Gordon, Leanne Toubia, Delwyn J Bartlett, Ronald R Grunstein, Angela L D'Rozario, Nathaniel S Marshall, “Agreement Between Simple Questions About Sleep Duration and Sleep Diaries in a Large Online Survey”, *Sleep Health*. 2015 Jun;1(2):133-137. doi: 10.1016/j.sleh.2015.02.007.
- [187] - Doris Moser, Peter Anderer, Georg Gruber, Silvia Parapatics, Erna Loretz, Marion Boeck, Gerhard Kloesch, Esther Heller, Andrea Schmidt, Heidi Danker-Hopfe, Bernd Saletu, Josef Zeitlhofer, and Georg Dorffner, “Sleep Classification According to AASM and Rechtschaffen & Kales: Effects on Sleep Scoring Parameters”, *Sleep*. 2009 Feb 1; 32(2): 139–149. doi: 10.1093/sleep/32.2.139;
- [188] - American Academy of Sleep Medicine, *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Event*, 2007;
- [189] - Ronald C. Kessler, Maria Petukhova, Nancy A. Sampson, Alan M Zaslavsky, and Hans-Ullrich Wittchen, “Twelve-month and lifetime prevalence and lifetime morbid risk of anxiety and mood disorders in the United States”, *Int J Methods Psychiatr Res*. 2012 Sep; 21(3): 169–184. doi: 10.1002/mpr.1359;
- [190] - Michele Ferrara and Luigi De Gennaro, “How much sleep do we need?”, *Sleep Medicine Reviews* 5(2):155-179, May 2001. DOI: 10.1053/smr.v.2000.0138;

[191] – Marco Hafner, Martin Stepanek, Jirka Taylor, Wendy M. Troxel, Christian Van Stolk, “Why sleep matters – the economic costs of insufficient sleep”, Why sleep matters – the economic costs of insufficient sleep: A cross country comparative analysis”, RAND Corporation, Santa Monica, Calif., and Cambridge, UK © Copyright 2016 RAND Corporation

[192] - Liliana Catarina Rua Matos Talhada, “Qualidade do sono, saúde e estilos de vida Estudo com a população activa portuguesa”, Dissertação para obtenção do Grau de Mestre na especialidade Psicologia Clínica e da Saúde, UBI 2012;

[193] - Ricardo Luiz de Menezes Duarte, Raphael Zenatti Monteiro da Silva, Flavio José Magalhães da Silveira, “Fisiopatologia da apnéia obstrutiva do sono”, Pulmão RJ 2010;19(3-4):68-72;

[194] - Arie Oksenberg, Donald Silverberg, Dalia Offenbach, Elena Arons, “Positional Therapy for Obstructive Sleep Apnea Patients: A 6-month Follow-Up Study”, Laryngoscope. 2006 Nov;116(11):1995-2000. doi: 10.1097/01.mlg.0000237674.66716.a7

[195] - Jung Bok Lee Young Hwan Park, Jung Hwa Hong, Seung Hoon Lee, Ki Hwan Jung, Je Hyung Kim, Hyeryeon Yi, Chol Shin, “Determining optimal sleep position in patients with positional sleep-disordered breathing using response surface analysis”, J. Sleep Res. (2009) 18, 26–35. doi: 10.1111/j.1365-2869.2008.00703.x.

[196] - Maria Averina, Odd Nilssen, Tormod Brenn, Jan Brox, Vadim L. Arkhipovsky, Alexei G. Kalinin, “Social and lifestyle determinants of depression, anxiety, sleeping disorders and self-evaluated quality of life in Russia: A population-based study in Arkhangelsk”, Soc Psychiatry Psychiatr Epidemiol (2005) 40 : 511–518. DOI 10.1007/s00127-005-0918-x;

[197] – Giorgio Consolia, Donatella Marazzitia, Antonio Ciapparellia, Laura Bazzichib, Gabriele Massimettia, Camillo Giacomelli, Alessandra Rossi, Stefano Bombardier, Liliana Dell’Ossoa, “The impact of mood, anxiety, and sleep disorders on fibromyalgia”, Comprehensive Psychiatry Volume 53, Issue 7, October 2012, Pages 962-967. <https://doi.org/10.1016/j.comppsy.2012.03.008>.

[198] – Rose, KM, Fagin, CM, Lorenz, R. J, “*Sleep disturbances in dementia: what they are and what to do*”, Gerontol Nurs, 36(5); PP. 9-14, 2010.

[199] - Gerhman, P, Marler M., Martin, JL, Shochat, T., Corey-Bloom, J., Ancoli-Israeli, S., “*The relationship between dementia severity and rest/activity circadian rhythms*”, Neuropsychiatry Disease Treatment, June, pp. 155-163, 2005;

[200] - Salami, O, Lyketsos, C, Rao, V., “Treatment of sleep disturbance in Alzheimer's dementia”, International Journal of Geriatric Psychiatry, 2011 Aug;26(8):771-82, 2011;

[201] – Boeve, BF, Molano, JR, Ferman, TJ, Smith GE, Lin SC, et al, “*Validation of the Mayo Sleep Questionnaire to screen for REM sleep behaviour disorder in an aging and dementia cohort*”, Sleep Medicine 2011 May;12(5):445-53. doi: 10.1016/j.sleep.2010.12.009, 2011.

Anexos

