

Dispositivo terapêutico da Apneia Obstrutiva do Sono

José Manuel Martins Rebelo

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Engenharia Eletrotécnica e de Computadores
(2^o ciclo de estudos)

Orientador: Prof. Doutor Pedro Dinis Gaspar

Setembro de 2022

Declaração de Integridade

Eu, José Manuel Martins Rebelo, que abaixo assino, estudante com o número de inscrição M11015 do Mestrado de Engenharia Eletrotécnica e de Computadores da Faculdade Engenharias, declaro ter desenvolvido o presente trabalho e elaborado o presente texto em total consonância com o **Código de Integridades da Universidade da Beira Interior**.

Mais concretamente afirmo não ter incorrido em qualquer das variedades de Fraude Académica, e que aqui declaro conhecer, que em particular atendi à exigida referência de frases, extratos, imagens e outras formas de trabalho intelectual, e assumindo assim na íntegra as responsabilidades da autoria.

Universidade da Beira Interior, Covilhã ____ / ____ / ____

(assinatura conforme Cartão de Cidadão ou preferencialmente
assinatura digital no documento original se naquele mesmo formato)

Dedicatória

Dedico esta dissertação à minha avó Ana, e em especial, ao meu avô Aníbal que sempre foram uma inspiração e um exemplo do que eu aspiro um dia vir a ser. Espero que apesar de não estarem entre nós, me tenham acompanhado durante todo este percurso e sintam orgulho naquilo que eu alcancei.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de agradecer a Deus, por tudo o que me proporcionou ao longo destes anos e na vida em geral.

Em segundo lugar, tenho de agradecer aos meus pais, pela minha formação pessoal e académica, por nunca me abandonarem e sempre me incentivarem a lutar e a continuar, por me ensinarem a acreditar em mim e nos meus sonhos, por toda a paciência e apoio nos meus momentos mais difíceis, por sempre estarem presentes nas minhas vitórias e especialmente nas minhas derrotas com palavras de força e de carinho. Enfim, obrigado mãe, obrigado pai.

Também não posso deixar de agradecer à minha irmã e resto da família que sempre me apoiaram e acreditaram que era capaz.

Um agradecimento muito especial, para uma mulher muito especial na minha vida, Ana Sofia, à qual agradeço cada momento que simplesmente me ouviu, cada palavra de incentivo e força, cada sermão (embora na altura não gostasse), cada palavra de amor. Quero agradecer também cada hora passada nos comboios, em cada viagem para a Covilhã e todos os esforços feitos até agora, porque sem ti eu não tinha conseguido.

Devo também um agradecimento a todos os meus amigos de curso, que estiveram ao meu lado durante todo este percurso, em especial ao João Cassiano, pela ajuda e amizade incondicional, que me deu tanto a nível universitário como a nível psicológico, animando-me sempre com a sua maneira de descomplicar situações difíceis.

A todos os meus amigos mais próximos, aos meus colegas de casa em especial Virgílio, Rabaça e Renato, que, no mínimo, tornaram a minha estadia na Covilhã mais agradável, como a todos os meus amigos de infância que ainda hoje mantenho na Guarda e me acompanharam durante este percurso, com especial destaque para o meu grande amigo Doutor Ângelo que me ajudou desde o início desta ideia conjunta até à sua conclusão.

Ao Professor Doutor Pedro Dinis Gaspar, meu orientador, por me ter acompanhado desde o início desta ideia.

A todos estes, desejo a melhor sorte e felicidade do mundo porque eu sou-vos eternamente grato, obrigado.

Resumo

A Apneia Obstrutiva do Sono é um problema do foro respiratório, do qual provêm graves consequências tanto para a saúde física, mental bem como a nível monetário, pois a esta são atribuídos um grande número de acidentes de viação, maus desempenhos laborais, entre outras consequências diretas. Estima-se que entre 9 a 38% da população mundial seja portadora desta doença, contudo, em Portugal esta doença é pouco estudada e possivelmente subdiagnosticada, supondo-se que apenas entre 0,9% a 2,5% dos Portugueses sofra com este distúrbio.

Esta é uma doença multifatorial, pelo que várias são as suas formas de deteção e tratamento existentes, no entanto, todas elas acarretam desconforto para o paciente, ou para quem o rodeia. Tendo isso em consideração, neste trabalho é proposto um sistema de deteção e controlo da Apneia Obstrutiva do Sono, que ambiciona colmatar os contras das terapias existentes, sendo uma solução prática e eficaz para esta doença.

A prova de conceito apresentada faz uso de um sensor de Eletromiografia para recolher os sinais elétricos que chegam ao maior músculo dilatador das vias aéreas, o Genioglosso. Através de eléctrodos de superfície os sinais eletromiográficos são adquiridos por um microcontrolador ESP32, que tem a função de analisar e comparar os dados obtidos com um valor predefinido de limiar de apneia. Após uma apneia ser detetada, o circuito é capaz de gerar um sinal de estímulo que é aplicado diretamente no músculo, de maneira que não ocorra a oclusão das vias aéreas e o utilizador não desperte. Os dados de cada utilização, assim como a hora exacta em que cada evento apneico teve lugar, são enviados automaticamente para uma base de dados para posterior visualização e análise.

Palavras-chave

Apneia Obstrutiva do Sono; Dispositivo não invasivo; Músculo Genioglosso; Eletromiografia; sEMG; Electroestimulação

Abstract

Obstructive Sleep Apnea is a respiratory problem that has serious consequences for physical and mental health, as well as in monetary terms, since a large number of traffic accidents and poor work performance, among other direct consequences are attributed to it. It is estimated that between 9 and 38% of the world population has this disease, however in Portugal this disease is poorly studied and possibly underdiagnosed, it is assumed that between 0.9% to 2.5% of Portuguese population suffer from this disorder.

This is a multifactorial disease, so there are several ways of detection and treatment, however all of them cause discomfort to the patient, or to those around him. In this work we propose a system for detection and control of Obstructive Sleep Apnea, which promises to overcome the drawbacks of existing therapies, therefore being a practical and effective solution for this disease.

The proof of concept presented makes use of an Electromyography sensor to collect the electrical signals that reach the largest dilator muscle of the airways, the Genioglossus. Surface electrodes provide the electromyographic signals to an ESP32 microcontroller, which has the function of analyzing and comparing the data obtained with a predefined value of apnea threshold. After an apnea is detected, the circuit is able of creating a stimulus signal that is applied directly to the muscle, so that airway occlusion does not occur and the user does not wake up. The data from each use, as well as the exact time when each apneic event took place, is automatically sent to a database for later viewing and analysis.

Keywords

Obstructive Sleep Apnea; Non-invasive device; Genioglossus muscle; Electromyography; sEMG; Electrostimulation

Índice

Dedicatória	v
Agradecimentos	vii
Resumo	ix
Abstract	xi
Lista de Figuras	xv
Lista de Tabelas	xix
Lista de Acrónimos	xxi
1. Introdução	1
1.1. Enquadramento.....	1
1.2. Problema em estudo e a sua relevância	1
1.2.1. Causas e prevalência.....	4
1.3. Objetivos e contribuição da dissertação	8
1.4. Visão geral e organização da dissertação	9
2. Estado da arte	11
2.1. Introdução Anatômica e Fisiologia do sistema respiratório	11
2.2. Divisão do sistema respiratório	13
2.2.1. Nariz e fossas nasais.....	13
2.2.2. Faringe e laringe.....	14
2.2.3. Traqueia e brônquios	14
2.2.4. Bronquíolos e alvéolos	14
2.2.5. Pulmões e músculos respiratórios.....	15
2.3. A Respiração.....	15
2.4. Frequência respiratória e o Controlo da ventilação.....	17
2.5. As vias aéreas superiores e a apneia do sono	18
2.5.1. O grande nervo hipoglosso	19
2.6. Métodos de deteção da AOS	22
2.6.1. Polissonografia.....	22
2.6.1.1. Eletrocardiograma (ECG).....	25
2.6.1.2. Eletroencefalograma (EEG)	25
2.6.1.3. Eletrooculograma (EOG).....	26
2.6.1.4. Eletromiografia (EMG)	27
2.6.1.5. Fluxo oronasal e pletismografia de indutância respiratória.....	28
2.6.1.6. Oximetria	30
2.6.2. Aparelhos de diagnóstico portátil	31
2.7. Métodos de tratamento da AOS	32
2.7.1. Redução de peso e mudança no estilo de vida	32
2.7.2. Terapias de pressão positiva das vias aéreas	33
2.7.3. Aparelhos Oraís	34

2.7.4. Tratamentos Cirúrgicos	35
2.7.4.1. Cirurgias da boca, garganta e traqueia.....	36
2.7.4.2. Cirurgias da mandíbula.....	36
2.7.4.3. Cirurgias nasais.....	36
2.7.4.4. Cirurgias da língua.....	37
2.7.4.5. Cirurgias de estimulação nervosa.....	38
2.7.4.5.1. Sistema <i>Inspire</i>	38
2.7.4.5.2. Sistema ‘ <i>Aura 6000</i> ’	40
2.7.4.5.3. O Sistema <i>Genio</i>	42
2.8. Eletromiografia	44
2.9. Eléttodos de Superfície.....	48
3. Métodos e Materiais.....	51
3.1. Arduíno Uno	51
3.1.1. Arduíno IDE	52
3.2. <i>Bluetooth</i> BLE HM-10	53
3.3. ESP32	54
3.3.1. PWM.....	57
3.4 Sensor de EMG <i>Grove</i>	60
3.4.1. Eléttodos de superfície.....	62
3.5. Sensor de temperatura e humidade	63
3.6. Alimentação.....	64
3.7. Carregamento <i>wireless</i>	65
3.8. Converso Buck.....	67
3.9. Díodo.....	69
3.10. <i>MIT App Inventor</i>	70
3.11. <i>Google Sheet</i> e <i>Google Scripts</i>	73
4. Implementação do dispositivo	74
4.1. Evolução do sistema.....	74
4.2. Software	77
4.2.1. Verificação de carregamento	79
4.2.2. Verificação da Temperatura e Humidade	81
4.2.3. Verificação de parâmetros de estimulação	82
4.2.4. Aquisição e processamento do sinal de EMG.....	85
4.2.5. Estimulação e envio de dado para a base de dados.	85
4.3. Hardware.....	87
5. Interface de utilização	91
6. Montagem final e testes	99
6.1. Testes do circuito	100
6.2. Testes do circuito.....	100

7. Conclusão e trabalhos futuros	107
Referências	111

Lista de Figuras

Figura 1. Níveis de evolução da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono. A) representa a respiração normal; B) representa a Hipopneia (obstrução parcial da via aérea); C) representa a Apneia Obstrutiva (obstrução total da via aérea).....	2
Figura 2. Mapa dos dez países com maior número estimado de portadores de Apneia Obstrutiva do Sono, sendo a China o país com maior número de casos com uma estimativa de 242 milhões de portadores.	6
Figura 3. Mapa da prevalência de Apneia Obstrutiva do Sono com um Índice de Apneia-Hipopneia igual ou superior a 5 apneias por hora, dos diferentes países do globo.	7
Figura 4. Mapa da prevalência de Apneia Obstrutiva do Sono com um Índice de Apneia-Hipopneia igual ou superior a 15 apneias por hora, dos diferentes países do globo.....	7
Figura 5. O processo respiratório ocorre em quatro fases. A) Na fase da ventilação, os gases (O ₂ e CO ₂) são trocados nos pulmões com o sangue capilar pulmonar através da ventilação pulmonar (hematose). B) Na fase do transporte esses gases são transportados entre os pulmões e os tecidos através da circulação. C) Na fase de troca, ocorre a troca de O ₂ e CO ₂ trazidos pela circulação e os tecidos. D) Na fase dos tecidos, o O ₂ é absorvido pelas células e utilizado pelas mitocôndrias (MC) num processo no qual é produzido CO ₂	12
Figura 6. Representação do sistema respiratório, começando na cavidade nasal até ao diafragma.	13
Figura 7. Processo de transferência de gases designado hematose. É aqui que o O ₂ transportado pelos bronquíolos até aos alvéolos é transferido para a corrente sanguínea e o CO ₂ é retirado do sangue venoso para ser expelido.	15
Figura 8. Representação da ventilação pulmonar que é constituída por duas etapas principais, a inspiração e a expiração. A) representa a inspiração que é o processo que leva o ar para o interior dos pulmões fazendo com que a caixa toraxica expanda e o diafragma e os musculos intercostais contraíam. B) representa a expiração que é o processo que provoca a saída de ar dos pulmoes, resultando numa redução da caixa toraxica e num relaxamento tanto do diafragma como dos musculos intercostais.	16
Figura 9. A pressão negativa inspiratória e a pressão positiva extraluminal tendem a promover o colapso faríngeo. Os músculos dilatadores das vias aéreas superiores e o aumento do volume pulmonar tendem a manter a potência faríngea.....	18
Figura 10. Representação da musculatura da língua humana. A, B, C representam os músculos intrínsecos da língua, representando o (A) o longitudinal superior, o (B) o longitudinal inferior e (C) o transverso/vertical. D, E, F mostram os músculos extrínsecos da língua sendo o (D) o músculo Genioglosso, o (E) o Estiloglosso e o (F) o Hipoglosso.	20
Figura 11. Alteração do lúmen das vias aéreas superiores em prol da posição do músculo Genioglosso. A azul-claro está a posição do músculo na sua posição normal, a azul-escuro a posição do músculo quando colapsado.....	21
Figura 12. Exposição das diferentes técnicas utilizadas durante o exame de Polissonografia, assim como a sua localização física.....	23
Figura 13. Um excerto de um exame de Polissonografia. São registados sinais provenientes da movimentação dos olhos (EOG), eletroencefalograma (EEG), eletromiografia do queixo e das	

pernas (EMG), fluxo de ar, sons de ronco noturno, eletrocardiograma (ECG), saturação de oxigênio, esforço da caixa torácica e do abdômen entre outros.	24
Figura 14. Posicionamento dos elétrodos do eletrocardiograma, um deles de referência, outro no braço direito (BD) e o último na perna esquerda (PE).	25
Figura 15. Áreas de referência do EEG no sistema 10-20.	26
Figura 16. Posicionamento dos elétrodos no EOG, um elétrodo 1 cm acima do canto exterior direito (E2) e outro elétrodo 1 cm a baixo do canto inferior esquerdo (E1).	27
Figura 17. Características dos padrões do EEG, EOG e EMG durante o sono REM, NREM e acordado.	28
Figura 18. Emissão de luz vermelha proveniente dos díodos, atingindo o fotodetector para posterior processamento e cálculo da saturação de oxigênio no sangue.	30
Figura 19. Diferente tipo de máscaras de pressão positiva contínua das vias aéreas (CPAP). ..	34
Figura 20. Dispositivo de estimulação das vias aéreas Inspire. Os componentes implantados consistem num elétrodo de estimulação, um elétrodo de detecção e um gerador de pulsos implantável.	38
Figura 21. Representação do sistema de estimulação das vias aéreas superiores Inspire implantado, um sistema que estimula o nervo Hipoglosso a fim de tratar a apneia obstrutiva do sono.	39
Figura 22. Representação do sistema ‘Aura 6000’, onde as letras A e B representam a incisão submandibular e a incisão intraclavicular respetivamente; 1) representa o gerador de pulsos implantável que fornece energia e controlo do sistema; 2) fio condutor que liga o GPI ao sistema de estimulação; 3) representa o sistema de estimulação composto por 6 elétrodos que permitem fazer uma estimulação contínua e seletiva.	41
Figura 23. Sistema de neuroestimulação Genio onde a figura A) representa o estimulador implantável, que possui dois conjuntos de elétrodos posicionados sobre o músculo genioglosso; B) representa o chip de ativação responsável pela ativação e controlo do neuroestimulador, colado a um adesivo descartável e colocado sob o queixo.	43
Figura 24. Representação do Potencial de Ação da Fibra Muscular (B). Tem início com a membrana em estado de repouso com uma tensão em torno de -90mV. Em seguida a despolarização acontece e os canais de Na ⁺ abrem (A), se o limiar for atingido o potencial da membrana aumenta até 10mV (B). durante este período os canais de Na ⁺ fecham e a fibra não consegue produzir mais PA. A permeabilidade da membrana a Na ⁺ diminui (C), aumentando a permeabilidade de K ⁺ (D) o que faz com que haja uma repolarização e a membrana volte ao seu estado de repouso.	46
Figura 25. Imagem representa a Eletromiografia de superfície que é composta pelas somas algébricas dos potenciais de ação de todas as unidades motoras. O processo começa com a formação de potenciais de ação dos neurónios motores. Estes potenciais de ação chegam as fibras do músculo que resultam na formação de potenciais de ação das fibras musculares. A soma dos potenciais de ação de cada fibra muscular produz um potencial de ação de unidade motora que pode ser lido através de elétrodos apropriados e amplificado.	47
Figura 26. Representação dos três tipos de elétrodos mais utilizados, (A) representa Elétrodos de Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl); (B) Elétrodos de Ouro; (C) Elétrodos de Polímero Condutor.	49
Figura 27. Arduíno Uno	51
Figura 28. Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) do Arduino, mostrando em (A) a ferramenta Plotter Serial e em (B) o Monitor Serial.	52
Figura 29. Módulo Bluetooth BLE HM-10	54

Figura 30. Imagem ilustrativa da placa de desenvolvimento ESP32-DevKitC, assim como a descrição do layout dos pinos de ligação.	56
Figura 31. Representação de um sinal PWM onde M (Mark) representa o estado de ligado ou ON do sinal e S (Space) o estado de desligado ou OFF.....	58
Figura 32. Representação de três sinais PWM com valores de Duty Cycle diferentes. Quando maior for o Duty Cycle maior irá ser o valor medio e vice-versa.	59
Figura 33. Sensor EMG Grove	61
Figura 34. Diagrama do circuito do sensor EMG.	62
Figura 35. Eléctrodos de superfície de Ag/AgCl utilizados neste trabalho.	62
Figura 36. Sensor de temperatura e humidade DHT11. A) representação do sensor e respetivos pins de ligação; B) parte interna do sensor, contendo na parte da frente o sensor de humidade e o sensor de temperatura, e na parte de trás o microcontrolador de 8-bits responsável pela conversão do sinal analógico para digital.	63
Figura 37. Bateria LiPo utilizada.....	64
Figura 38. Módulo de carregamento sem fios.	66
Figura 39. Representação do conversor SO9 assim como as suas ligações.....	69
Figura 40. Representação do Díodo 1N4001.....	70
Figura 41. Vista do Designer do MIT APP Inventor.	72
Figura 42. Vista dos Blocos do MIT APP Inventor.	72
Figura 43. Diagrama de montagem Arduino e ESP32.....	75
Figura 44. Diagrama de montagem ESP32.	76
Figura 45. Fluxograma do Sistema	78
Figura 46. Código01 – Verificação de carregamento.....	79
Figura 47. Monitor Serial do Arduino IDE contemplando em 1) a verificação do carregamento; 2) aquisição dos valores de Temperatura e Humidade; 3) a verificação dos parâmetros de estimulação; 4) a leitura dos sinais de EMG; 5) aplicação do estímulo e envio dos dados para a Google Sheet.....	80
Figura 48. Código 2 - Verificação dos valores de temperatura e humidade.....	81
Figura 49. Código 3 - Valores limite de humidade e temperatura.	82
Figura 50. Google Sheet contendo os parâmetros de estimulação.	83
Figura 51. Código 4 – Setup de comunicação.....	83
Figura 52. Código 5 - modo de operação.....	84
Figura 53. Código 6 – Recolha de valores contidos na Google Sheet.....	84
Figura 54. Código 7 – Simulação de dados adquiridos por sensor de eletromiografia.	85
Figura 55. Código 8 - Impulso de estimulação.	86
Figura 56. Código 9 - Parametrização da electroestimulação.....	86
Figura 57. Registo do número de eventos apneicos na base de dados.	87
Figura 58. Esquema de ligações do circuito desenvolvido.....	89
Figura 59. Wireframe inicial da aplicação.....	91
Figura 60. Menu inicial da aplicação.	93
Figura 61. Demonstração do código e da janela do registo diário da aplicação.	94

Figura 62. Demonstração do código e das janelas do gráfico de barras e do gráfico circular da aplicação.	95
Figura 63. Demonstração do código e da janela de email da aplicação.	96
Figura 64. Demonstração do código e da janela de Login da aplicação.	97
Figura 65. Demonstração do código e da janela de Parametrização da aplicação.	97
Figura 66. Montagem final do circuito.	99
Figura 67. Sistema de carregamento por indução.	100
Figura 68. Sinal EMG do músculo do antebraço (A) e do músculo Genioglosso(B).	101
Figura 69. Sinal eletromiográfico do antebraço.	102
Figura 70. Envio das informações de uma ocorrência para a base de dados.	103
Figura 71. Demonstração de um sinal de estímulo gerado por PWM com tensão média de 2.48V.	104
Figura 72. Demonstração de um sinal de estímulo gerado por PWM com duração de 250ms.	105
Figura 73. Figura representativa do dispositivo proposto e de como este se iria inserir dentro da boca do utilizador.	108
Figura 74. Figura representativa do dispositivo proposto, destacando a colocação dos elétrodos de superfície em contacto com o músculo Genioglosso.	108

Lista de Tabelas

Tabela 1. Sequelas cardiovasculares e neurocognitivas relacionadas com a Apneia Obstrutiva do Sono.	3
Tabela 2. Consume de energia consoante os diferentes modos de energia do ESP32.	57
Tabela 3. Características técnicas do sensor de humidade e temperatura DHT11.....	64
Tabela 4. Características técnicas da bateria LiPo.	65
Tabela 5. Características técnicas do conversor SO9.	69
Tabela 6. Relação entre os valores de Threshold e tensão média do impulso.	103

Lista de Acrónimos

AASM	Academia Americana de Medicina do Sono
ACCP	<i>American College of Chest Physicians</i>
ADC	<i>Analog to Digital Converter</i>
AOS	Apneia Obstrutiva do Sono
ATS	<i>American Thoracic Society</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
CPAP	<i>Continuous Positive Airway Pressure</i>
DAC	<i>Digital to Analog Converter</i>
ECG	Eletrocardiograma
EEG	Eletroencefalograma
EMG	Eletromiografia
EOG	Eletrooculograma
FDA	<i>Food and Drug Administration</i>
GPI	Gerados de Pulsos Implantável
IAH	Índice de Apneia-Hipopneia
IMC	Índice de Massa Corporal
LRAT	<i>Low Respiratory Arousal Threshold</i>
MAD	Dispositivo de Avanço Mandibular
MIT	<i>Massachusetts Institute of Technology</i>
MU	Unidade Motora
MUAP	Potencias de Ação das Unidades Motoras
NM	Neurónio Motor
NREM	<i>Not Rapid Eye Moviment</i>
NSF	<i>Negative Temperature Coefficient</i>
NTC	Potenciais de Ação
PA	Potenciais de Ação
PAP	<i>Positive Airway Pressure</i>
pH	Potencial de hidrogénio
PSG	Polissonografia
PWM	<i>Pulse Width Modulation</i>
REM	<i>Rapid Eyes Movement</i>
sEMG	Eletromiografia de Superfície
SNC	Sistema Nervoso Central

1. Introdução

1.1. Enquadramento

Vivemos numa sociedade em constante movimento na qual o tempo cada vez mais é finito e muitas vezes as 24h do dia são insuficientes para toda a demanda de afazeres que nos é exigida, sendo que a maior parte das vezes acabamos por dormir menos horas para conseguir gerir melhor as responsabilidades.

O sono é uma ferramenta vital para uma boa saúde e bem-estar tanto em adultos, adolescentes e crianças.(Bruce *et al.*, 2017; Matricciani *et al.*, 2019)

Dormir é vital para o corpo humano e necessário para a vida, tendo muitas funções de enorme importância: promove o crescimento, aprendizagem e desenvolvimento cognitivo; é importante tanto a nível metabólico como a nível cognitivo, cardiovascular, cerebrovascular; é também um grande responsável por uma boa saúde mental e bom humor. A qualidade e a quantidade de sono também desempenham um papel importante na redução de lesões causadas por acidentes de viação e de trabalho derivados da fadiga e sonolência.(Hillman & Lack, 2013; Philip *et al.*, 2014)

Para que o sono seja saudável é necessário reunir alguns pontos, tempo e duração adequados, regularidade, uma boa qualidade e ausência de distúrbios. Embora as necessidades individuais de cada pessoa variem, a *National Sleep Foundation (NSF)* afirma que para adultos e jovens adultos a quantidade de sono ideal está compreendida entre sete e nove horas de sono diárias, já para os mais idosos esta quantidade ideal é reduzida para sete a oito horas de sono diárias. (Hirshkowitz *et al.*, 2015)

Muitos são os fatores responsáveis por uma má noite de sono, como por exemplo fatores ambientais ou comportamentais, tais como luminosidade, temperatura do espaço, barulho, sedentarismo, maus hábitos alimentares, consumo de álcool, entre outros. Mas também distúrbios do sono tais como insónia, síndrome da perna inquietada, síndrome do sono insuficiente ou apneia obstrutiva do sono. Esta dissertação incidirá essencialmente nesta última patologia - a Apneia Obstrutiva do Sono (AOS).

1.2. Problema em estudo e a sua relevância

A apneia do sono é denominada “central” ou “não-obstrutiva” quando não existe nenhum tipo de esforço respiratório e “obstrutiva” quando este esforço respiratório está presente. A apneia obstrutiva do sono é um distúrbio respiratório que, como o nome indica,

ocorre durante o sono, no entanto tem implicações que vão muito para além da interrupção do mesmo.

A doença clínica é caracterizada por episódios recorrentes de cessação parcial do fluxo aéreo oro-nasal (hipopneias) ou pela cessação total e repentina do fluxo de ar (apneias), seguida a um colapso das vias aéreas superiores durante o sono, tal como observável na Figura 1.

A obstrução das vias aéreas superiores durante o sono com duração mínima de 10 segundos define uma apneia tendo como consequência o aumento da resistência ao fluxo aéreo, comprometendo e reduzindo a saturação de oxigénio no sangue. (Thorpy, 2012)

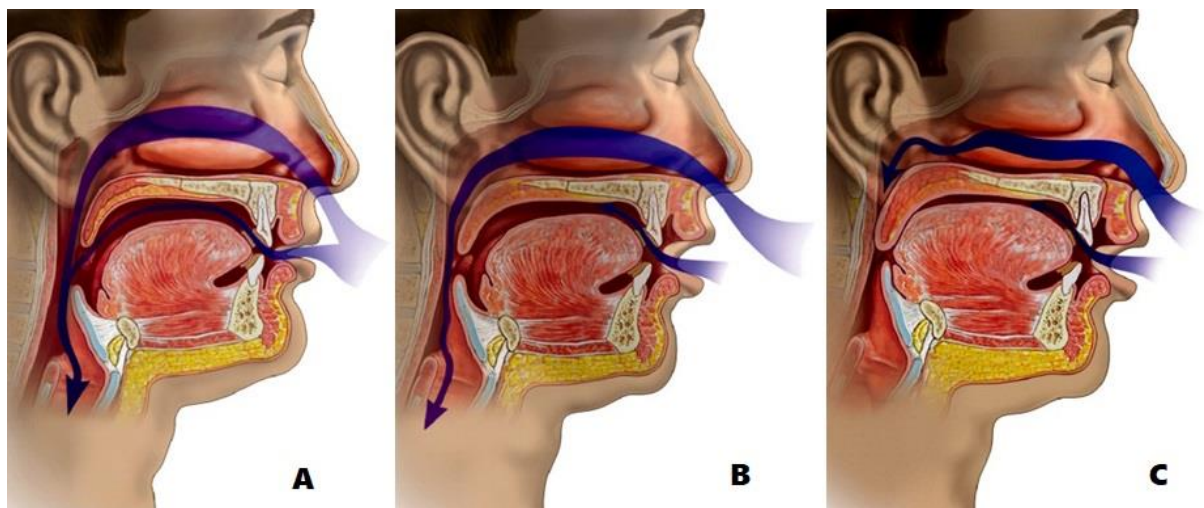


Figura 1. Níveis de evolução da Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono. A) representa a respiração normal; B) representa a Hipopneia (obstrução parcial da via aérea); C) representa a Apneia Obstrutiva (obstrução total da via aérea). (Adaptado de Madani & Madani, 2007)

O Índice de Apneia-Hipopneia (IAH) diz respeito à quantidade total de episódios de apneia e hipopneia ocorrentes durante o sono fracionados pelas horas de sono, é a medida normalmente utilizada para descrever estes distúrbios respiratórios resultando numa escala de gravidade da doença. A AOS pode ser classificada como:

- Leve: quando apresenta um IAH varia entre 5 e 15;
- Moderada: quando o IAH fica compreendido entre 15 e 30;
- Grave: quando o valor do IAH excede os 30.

A apresentação clínica da AOS inclui sinais de obstrução das vias aéreas superiores, hipersonolência diurna e insónias. Antes de ser detetada, os sintomas desta doença, por norma, já se vêm demonstrando de forma silenciosa. Estes sintomas podem tomar a forma de “ronco”, respiração ofegante ou asfixia. Contudo, até ao aparecimento de sintomas diurnos mais flagrantes, os pacientes tendem a menosprezar e ignorar estes sintomas noturnos levando, assim, a um atraso no diagnóstico.

Nas fases iniciais da doença, o paciente pode adormecer facilmente em atividades do dia a dia, mais sedentárias, tais como ver televisão (o que pode muitas vezes ser confundido com cansaço ou fadiga). À medida que o distúrbio se agrava, a sonolência invade as atividades diárias podendo tornar-se perigosa e incapacitante, sendo os acidentes de trabalho e de viação cada vez mais apontados como um risco inerente desta doença.

Estima-se que o valor monetário dos acidentes rodoviários apontados à AOS são tão elevados que o diagnóstico e tratamento de todos os condutores com esta patologia, nos EUA, resultaria numa poupança e diminuição dos custos dos danos causados na sociedade relacionados com a doença (Rodenstein, 2009).

Atualmente, a AOS está ainda associada a complicações graves tais como distúrbio de humor, distúrbios cardiovasculares, sequelas neurocognitivas, hipertensão, diabetes, insuficiência cardíaca, arritmias, acidente vascular cerebral e hipertensão pulmonar.

As sequelas cardiovasculares e neurocognitivas da AOS estão resumidas na Tabela 1 (Mannarino *et al.*, 2012).

Tabela 1. Sequelas cardiovasculares e neurocognitivas relacionadas com a Apneia Obstrutiva do Sono.

Sequelas cardiovasculares	Sequelas neurocognitivas
Coronariopatia	Vigilância deficiente
Insuficiência cardíaca	Síndrome de Défice de Atenção
Arritmias cardíacas	Coordenação motora deficiente
Fibrilação atrial	Depressão
Taquicardia supraventricular	
Taquicardia/ Fibrilação ventricular	
Bradicardia sinusal	
Bloqueio cardíaco	
Hipertensão pulmonar	
Acidente Vascular Cerebral (AVC)	

Estas complicações destacam a heterogeneidade das várias manifestações clínicas da AOS e as suas possíveis complicações.

Nos dias correntes, e com o aumento da alerta e preocupação da sociedade para estas outrora consideradas doenças com pouca importância e com impacto direto no dia a dia das pessoas, a síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono representa um importante problema de saúde pública com potenciais consequências singulares e coletivas. O reconhecimento e tratamento desta síndrome é cada vez mais essencial, para que uma carga significativa de risco seja evitada e para que exista uma melhoria na qualidade de vida das pessoas que são afetadas por esta doença, tanto direta como indiretamente.

1.2.1. Causas e prevalência

À semelhança da heterogeneidade clínica, a fisiopatologia da AOS também é multifatorial. Esta subdivide-se em causas “anatômicas” e “não anatômicas”.

A nível anatômico para a AOS estar presente é necessário haver algum grau de comprometimento das vias aéreas superiores. Alguns estudos identificam algumas das principais anormalidades anatômicas da faringe em pessoas com esta doença. Por exemplo, vias aéreas faríngeas estreitas, comprimento das vias aéreas aumentado e o diâmetro interior da faringe (lúmen¹ faríngeo) estão fortemente associados à predisposição da faringe para colapsar durante o sono. As estruturas constituintes da faringe que tem contribuição direta no colapso das vias aéreas são os músculos dilatadores, como o músculo genioglosso, o palato mole, as paredes laterais da faringe e a epiglote.

A obesidade é, também, um importante fator de risco, sendo usual a utilização do perímetro do pescoço para prever o risco de AOS.

Alguns dos fatores anatômicos que acarretam fatores de risco inerentes a esta doença e à sua gravidade são: morfologia craniofacial, posição do osso hióide, tensão superficial das vias aéreas, língua recortada e gordura na língua.

Nos últimos anos, têm sido alvos de estudo e pesquisa fatores para além da anatomia faríngea e da estrutura craniofacial sendo reconhecido o potencial papel dos mesmos.

Alguns dos fatores não anatômicos principais são: um controlo instável da respiração durante o sono, um baixo limiar de excitação respiratória (LRAT²- *Low Respiratory Arousal Threshold*) e um fraco funcionamento do músculo dilatador da faringe. Estes fatores quando combinados com alguns fatores anatômicos podem perpetuar a gravidade da doença. (Dempsey *et al.*, 2010; Edwards *et al.*, 2017; Eckert, 2018) Existem, ainda, outros fatores preponderantes nesta doença, como por exemplo:

- Género – a AOS é mais comum nos homens do que nas mulheres sendo, na população geral, a estimativa homem-mulher de 2:1, sendo que a prevalência do “ronco” noturno mostra diferenças de género semelhantes. As possíveis explicações para a predominância masculina recaem sobre os efeitos hormonais dos músculos das vias aéreas superiores, diferenças da distribuição da gordura corporal entre géneros, e diferenças anatômicas faríngeas. A influência hormonal pode

¹ Lúmen: espaço interno dentro de uma estrutura com formato de tubo num corpo. (Tradução livre adaptada de Miller-Keane *Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health, Seventh Edition*. (2003). Disponível em: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/lumen>);

² LRAT: descreve a baixa excitação cortical devido ao desarranjo na pressão e nas trocas gasosas durante o colapso das vias aéreas superiores.

desempenhar um papel importante na patogénese da AOS no género feminino, uma vez que a prevalência é superior no pós-menopausa. (Lindberg *et al.*, 1997; Bixler *et al.*, 2001)

- Idade - A prevalência da AOS também aumenta com a idade. Ao contrário do “ronco”, continua a existir um aumento mesmo depois dos 60 anos, no entanto a frequência desta síndrome parece diminuir a partir dos 65. (Bixler *et al.*, 1998)
- Obesidade - A obesidade é um fator de risco importante para o aparecimento da AOS e a maioria dos pacientes portadores desta doença apresentam excesso de peso. Estima-se que 58% dos casos moderado a grave de AOS são devido a um Índice de Massa Corporal (IMC³) igual ou superior a 25 kg/m². Existem estudos que relatam uma diminuição do IAH utilizando uma dieta de baixas calorias. No entanto, existe uma certa controvérsia se variantes específicas do corpo humano, tais como a circunferência do pescoço ou da cintura são mais fiáveis em comparação com o IMC. Este facto realça a necessidade de implementar estratégias eficazes de educação alimentar e programas de emagrecimento a longo prazo de modo a prevenir-se a AOS e fazer-se frente a uma das pandemias do século XXI, a obesidade. (Newman *et al.*, 2005; Young *et al.*, 2005)
- Tabagismo - A relação entre hábitos tabágicos e a AOS é ainda controversa. Sabe-se que fumar prejudica o sistema respiratório causando inflamação da vias aéreas e instabilidade da respiração. Um estudo publicado em 2015, do qual foram incluídos 964 pacientes incluindo fumadores e não-fumadores, relata que em idades mais precoces, a doença foi diagnosticada em indivíduos fumadores e que indivíduos que fumavam 25 ou mais cigarros por dia tiveram níveis de AOS mais grave. (Varol *et al.*, 2015)
- Alcoolismo - O consumo de álcool apenas recentemente começou a ser avaliado como fator de risco para a AOS. O álcool por si não é um fator direto para a AOS, no entanto e em conjunto com outros fatores sistémicos pode levar a um agravamento do ressonar, podendo alterar a arquitetura do sono, agravar o IAH, impulsionar o colapso das paredes da orofaringe bem como induzir uma menor saturação do oxigénio em pacientes mais suscetíveis à AOS. (Burgos-Sanchez *et al.*, 2020)

Apesar de um crescente reconhecimento da AOS como um contribuinte para uma série de problemas, na literatura existe, ainda, uma escassez de dados no que diz respeito à prevalência desta doença mundialmente (Benjafiel *et al.*, 2019). Estima-se que esta

³ IMC é uma fórmula utilizada por profissionais de saúde, incluindo médicos, enfermeiros e nutricionistas para calcular de uma forma rápida o estado nutricional de uma pessoa e observar se está dentro dos padrões normais na relação de peso/altura.

prevalência na população geral varie entre 9% e 38%, contudo, aproximadamente 80 a 90% dos casos permanecem sem diagnóstico ou mal diagnosticados (Chen *et al.*, 2021). Acaba por se tornar complexo gerar um estudo da evolução da AOS ao longo dos anos, pois existe uma discrepância dos dados obtidos nos estudos realizados. Esta discrepância deve-se ao facto de existirem três diretrizes distintas. De acordo com a Academia Americana de Medicina do Sono (AASM), nas quais existem diferenças nas regras de pontuação de hipopneias (Berry *et al.*, 2012).

As diretrizes de 1999 e 2007 foram substituídas pelas suas sucessoras de 2012, em vigor atualmente. As diretrizes de 2012 afirmam que para se comprovar a existência de uma hipopneia, a diminuição no fluxo de oxigénio tem de ser $\geq 30\%$ associada a uma dessaturação de oxigénio de $\geq 3\%$ ou então existir um despertar associado. Utilizando então, os critérios da AASM 2012 em conjunto com um critério de IAH de ≥ 5 eventos por hora, estima-se que 936 milhões (com grau de confiança de 95%) de indivíduos do sexo masculino e feminino com idades compreendidas entre 30 e 69 anos sofram de AOS, em todo o mundo. Com um critério de IAH de ≥ 15 eventos por hora, o valor estimado é de 425 milhões de portadores desta doença. A estimativa global mostra que a China é o país com maior número de indivíduos com AOS, seguida pelos EUA, Brasil e Índia (Benjafield *et al.*, 2019). A Figura 2 representa os dez países com maior número de portadores desta doença.

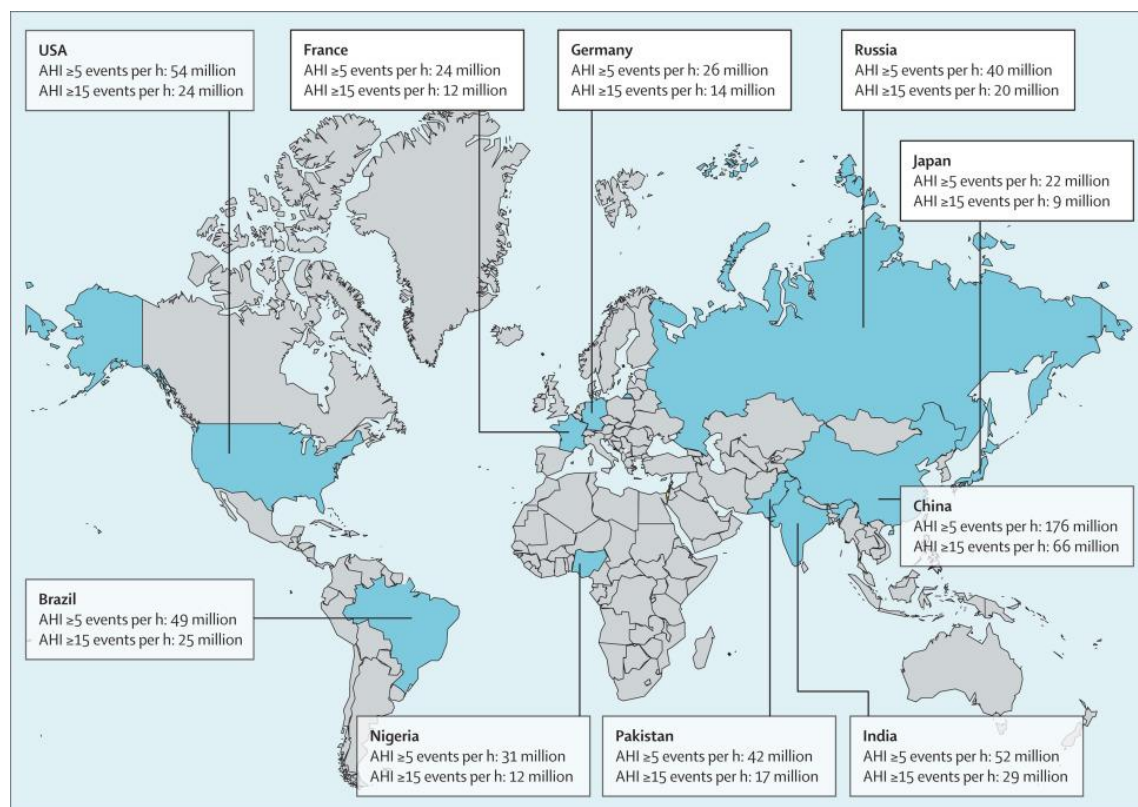


Figura 2. Mapa dos dez países com maior número estimado de portadores de Apneia Obstrutiva do Sono, sendo a China o país com maior número de casos com uma estimativa de 242 milhões de portadores. (Retirado de Benjafield *et al.*, 2019)

A Figura 3 e Figura 4 refletem os mapas da prevalência desta doença para cada país, para um IAH de 5 ou mais eventos por hora e 15 ou mais eventos por hora respectivamente.

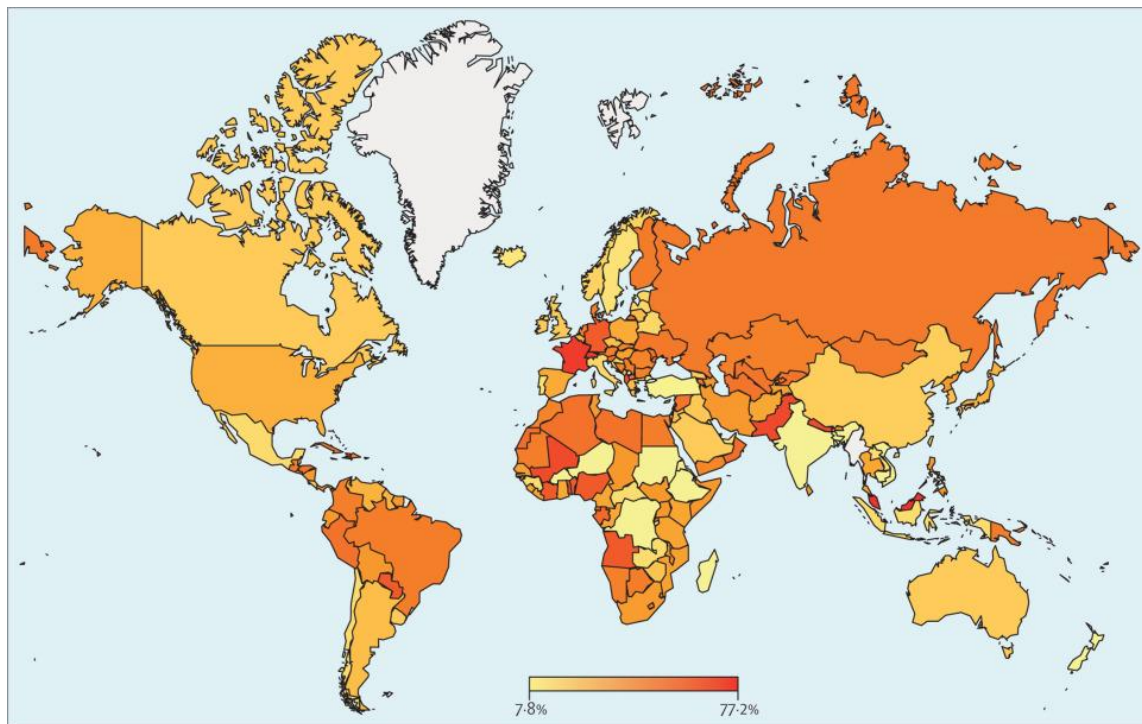


Figura 3. Mapa da prevalência de Apneia Obstrutiva do Sono com um Índice de Apneia-Hipopneia igual ou superior a 5 apneias por hora, dos diferentes países do globo. (Retirado de Benjafield et al., 2019)

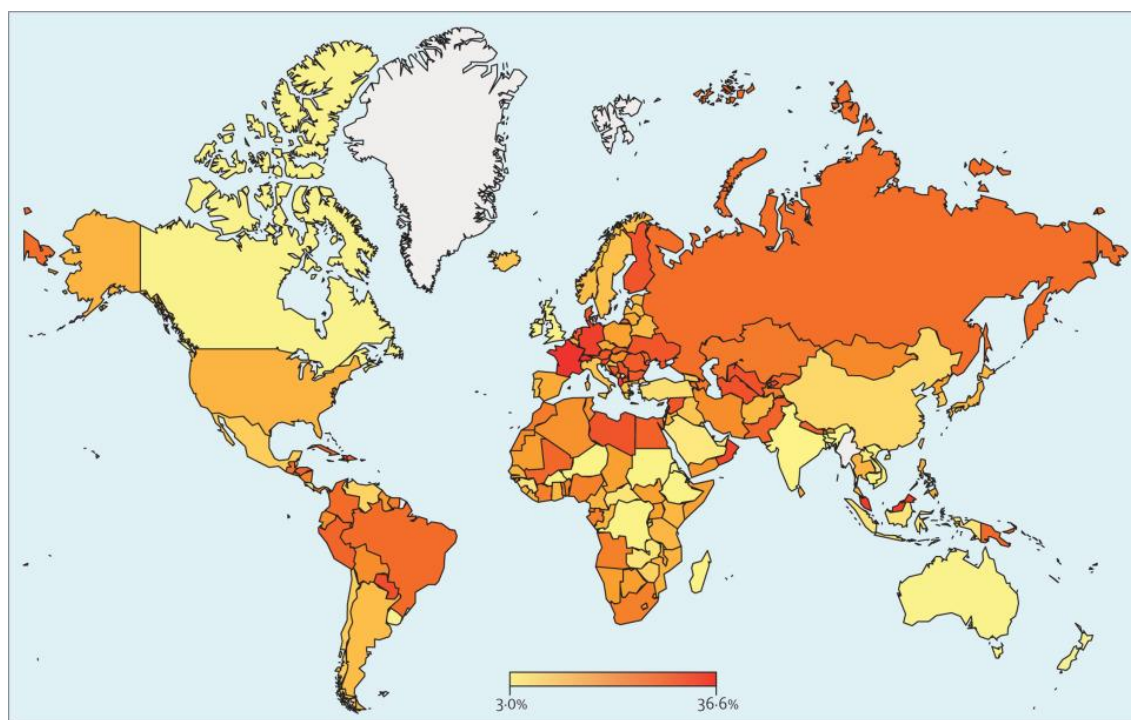


Figura 4. Mapa da prevalência de Apneia Obstrutiva do Sono com um Índice de Apneia-Hipopneia igual ou superior a 15 apneias por hora, dos diferentes países do globo. (Retirado de Benjafield et al., 2019)

Ainda existem poucos estudos sobre a prevalência da doença em Portugal, contudo um estudo da Rede Médicos-Sentinela reporta que a prevalência da síndrome da AOS na população com 25 ou mais anos é de 0,9% sendo esta superior no sexo masculino 1,5%.

Já no grupo etário compreendido entre os 65 e 74 anos a sua prevalência é 2,4% superior. Estes valores sugerem que esta condição clínica é, na verdade, subdiagnosticada. Por outro lado, em comparação com outros países, a proporção de casos graves é superior cerca de 48,4% do número total de casos. Isto sugere, que no nosso país, os pacientes de cuidados de saúde primários são na sua maioria casos graves (Rodrigues *et al.*, 2017).

1.3. Objetivos e contribuição da dissertação

Com o crescente aumento de fatores de risco, tanto fisiológicos como sociais ou ambientais, e com o crescente envelhecimento da população, a Síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono cada vez mais se irá enraizar na nossa sociedade e no nosso quotidiano. Por consequência, esta condição tratada tardiamente ou não tratada contribuirá substancialmente para uma baixa eficiência no contexto de trabalho e principalmente um mau estar silencioso e preponderante contribuindo certamente para maiores despesas na saúde física e mental.

Esta dissertação pretende propor um dispositivo para tratamento e prevenção da AOS. Este dispositivo, ao contrário de tratamentos já existentes, não acarretará nenhum tipo de intervenção cirúrgica, sendo minimamente evasivo e não irá gerar os contras das tecnologias de tratamento não evasivas existentes no mercado, como por exemplo, dores de cabeça, secura na boca e garganta, ruído noturno, etc.

Devido ao facto de a AOS ser uma doença multifatorial, dois caminhos podem ser tomados conforme as características do doente, mudando apenas o modo de operação, mantendo toda a estrutura igual em cada uma das derivações.

O dispositivo tomará a forma de uma goteira personalizada com as dimensões da dentição do maxilar inferior de cada utilizador e programado com a especificidade do mesmo.

Adicionalmente, este dispositivo deverá ser capaz de detetar através de eletromiografia, sinais elétricos provenientes do cérebro ou neste caso a falta ou enfraquecimento dos mesmos, e estimular o músculo genioguloso de modo a não existir o colapso das vias aéreas, resolvendo a maioria dos eventos de apneia ou hipopneia, sem que o portador desta condição dê conta do ocorrido e desperte.

Este estímulo ocorrerá através de elétrodos colocados diretamente por baixo da língua onde a estimulação deste músculo realizar-se-á de forma indireta, sendo o local mais

eficaz sem recorrer à cirurgia. O estímulo direto neste músculo provavelmente traria melhores resultados, contudo o objetivo desta dissertação é encontrar uma solução mais prática e não invasiva onde não seja preciso recorrer a uma intervenção cirúrgica.

A outra opção, seria programar o circuito para que através do IAH de cada utilizador uns números definidos de estímulos por hora seriam aplicados. Este valor seria obtido através do acompanhamento médico, onde o especialista definiria o grau de severidade da doença. Contudo, esta opção não seria a mais eficaz, uma vez que o número de ocorrências relacionadas com a AOS pode sofrer alterações de dia para dia, consoante uma multiplicidade de fatores.

Este dispositivo será aplicado diariamente pelo paciente quando for para a cama, acordando de manhã descansado, precisando apenas de o retirar da boca e de o colocar em cima da base de carregamento.

Esta base estará ligada à corrente elétrica, carregando o dispositivo através de indução eletromagnética de modo a não haver qualquer tipo de comprometimento da impermeabilidade do mesmo.

A grande contribuição do desenvolvimento deste dispositivo prende-se à disponibilização de um novo método de controlo da doença, sendo que irá incidir principalmente em pacientes portadores de AOS graves, apesar de todos os graus da doença serem abrangidos. Pretende assim colmatar alguns dos danos causados pela doença, permitindo então, uma boa noite de sono traduzida num dia mais feliz e produtivo.

1.4. Visão geral e organização da dissertação

Esta dissertação encontra-se dividida em 7 capítulos:

O primeiro capítulo, como explanado anteriormente, tem um carácter introdutório fazendo o devido enquadramento do trabalho a ser desenvolvido, salientando a sua importância com base em valores que alertam à preocupação do leitor perante o tema apresentado. Neste capítulo expõe-se o problema, fazendo-se referência à morfologia e fisiopatologia da Apneia Obstrutiva do Sono, bem como a sua relevância, causas e prevalência a nível mundial e nacional.

São ainda, apresentados os objetivos da dissertação, bem como a contribuição esperada da mesma.

No segundo capítulo, Estado da Arte, primeiramente é abordada de uma forma introdutória a anatomia e fisiologia do sistema respiratório assim como a respiração fazendo uma ponte de ligação com a apneia do sono. São apresentados os métodos de deteção desta doença bem como os meios de tratamento e controlo da AOS. O capítulo finda

aprofundando a técnica de eletromiografia assim como os elétrodos de superfície utilizados para obtenção de dados através da mesma.

No terceiro capítulo são discutidos os materiais utilizados para a realização desta dissertação, assim como as técnicas e as plataformas às quais foi necessário recorrer.

No capítulo número quatro, foi apresentado a evolução do sistema e as fases por onde este passou até ao resultado final expondo ainda, em detalhe, o *software* e *hardware* desenvolvido.

O quinto capítulo mostra o desenvolvimento de uma interface de utilizador sobre a forma de aplicação movel capaz de controlar o dispositivo desenvolvido.

O penúltimo capítulo mostra a montagem de todo o circuito assim como os testes feitos ao mesmo.

Para acabar, é apresentada a conclusão final desta dissertação onde é apresentada um esboço deste dispositivo, terminando com a exposição dos possíveis desenvolvimentos futuros.

2. Estado da arte

2.1. Introdução Anatômica e Fisiologia do sistema respiratório

O ato de respirar está imperativamente ligado à manutenção da vida na terra. Este processo é essencial não só para humanos, mas também para plantas e animais, embora se processe de formas diferentes.

A respiração é definida como o processo pelo qual o oxigénio presente na atmosfera é fornecido às células e o dióxido de carbono é expelido.

Nos organismos unicelulares, este processo de troca de gases não requer mecanismos respiratórios especiais, uma vez que ocorre por difusão simples. O ser humano é um organismo complexo, logo é impossível haver esta difusão simples, uma vez que apenas uma parcela destas células está em contacto direto com o meio externo - por exemplo a pele. Devido à evolução e diferenciação das espécies, o ser humano desenvolveu sistemas especializados nestas trocas de modo a permitir o fornecimento de oxigénio e descarte do dióxido de carbono.

A respiração ocorre em quatro fases: a fase de ventilação, a fase de transporte, a fase de troca e por fim a fase dos tecidos, como demonstrado na Figura 5.

A primeira fase é a fase da ventilação que consiste no ato de inspirar ar para os pulmões onde ocorre a troca de oxigénio (O_2) proveniente do ambiente circundante e dióxido de carbono (CO_2) presente no sangue capilar pulmonar (combinação do sangue arterial e o sangue venoso) através da ventilação pulmonar, a hematose⁴. Esta fase é, habitualmente, chamada de respiração.

A segunda fase é a fase de transporte, na qual o oxigénio é levado através da corrente sanguínea até às células.

Na terceira fase, ocorrem as trocas do oxigénio trazido pelo sangue arterial por dióxido de carbono proveniente das células transformando em sangue venoso.

Na última fase, o oxigénio é utilizado pelas enzimas mitocondriais das células para o metabolismo dos alimentos para produção de energia durante a qual o dióxido de carbono é produzido. Esta fase também pode ter o nome de respiração celular (Pal, 2017).

⁴ Hematose é, de forma simplificada, a transformação do sangue venoso (pobre em oxigénio) em sangue arterial (rico em oxigénio) que ocorre no interior pulmões, através de uma troca de gases através de um processo conhecido como difusão.

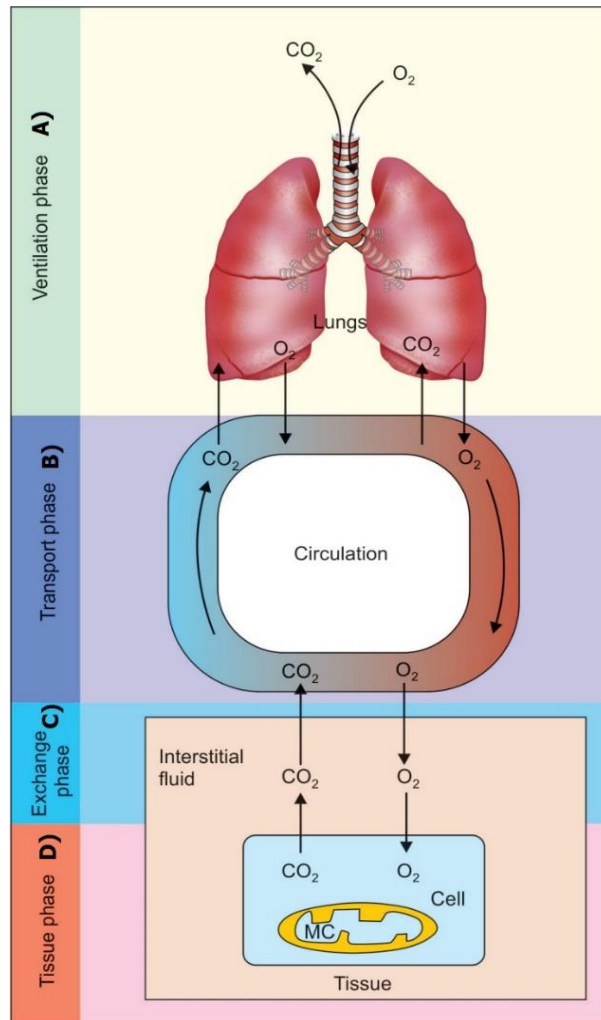


Figura 5. O processo respiratório ocorre em quatro fases. A) Na fase da ventilação, os gases (O_2 e CO_2) são trocados nos pulmões com o sangue capilar pulmonar através da ventilação pulmonar (hematose). B) Na fase do transporte esses gases são transportados entre os pulmões e os tecidos através da circulação. C) Na fase de troca, ocorre a troca de O_2 e CO_2 trazidos pela circulação e os tecidos. D) Na fase dos tecidos, o O_2 é absorvido pelas células e utilizado pelas mitocôndrias (MC) num processo no qual é produzido CO_2 . (Adaptado de Pal, 2017)

Como o interesse desta dissertação se prende com o sistema respiratório com especial relevância na respiração, irão ser apresentados de forma breve e sucinta alguns dos conceitos mais relevantes de modo a conseguir-se fazer a ponte de ligação com o objetivo principal, a síndrome da Apneia Obstrutiva do Sono. O estudo destes conceitos e pesquisa científica para explanação foi feito com base na consulta de três livros sobre os temas abordados (Betts *et al.*, 2017; E. Hall, 2010; Pal, 2017).

2.2. Divisão do sistema respiratório

O sistema respiratório está praticamente dividido em duas partes, a parte superior e a parte inferior. A parte superior é constituída pelo nariz e seios nasais, faringe e laringe. A parte inferior é composta por traqueia, vias respiratórias e alvéolos. Ainda fazem parte do sistema respiratório, os músculos esqueléticos e os músculos respiratórios.

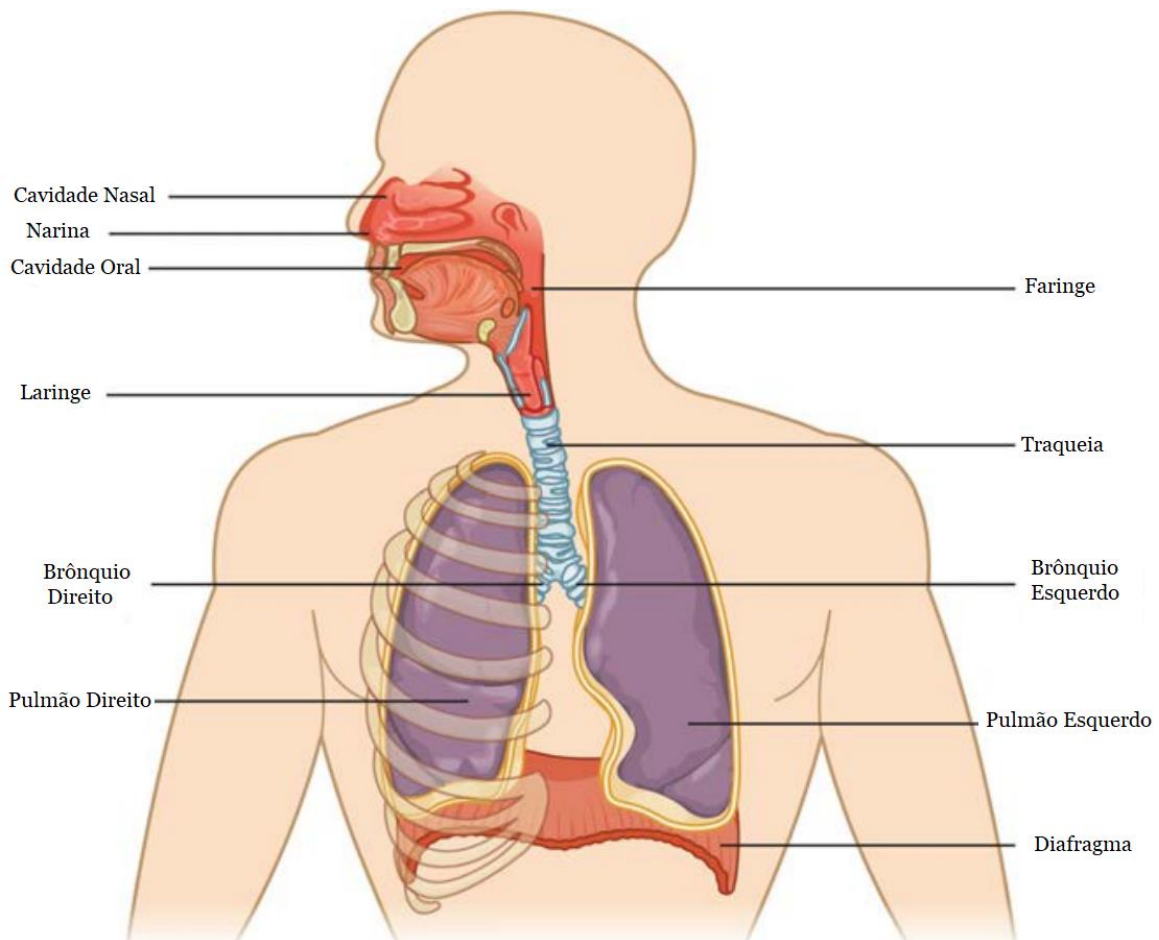


Figura 6. Representação do sistema respiratório, começando na cavidade nasal até ao diafragma. (Adaptado de Betts et al., 2017)

2.2.1. Nariz e fossas nasais

O ar proveniente do exterior entra no corpo humano através do nariz e fossas nasais. Nesta região, encontra-se muco e pelo, que têm como principal função formarem uma barreira de proteção contra a entrada de corpos estranhos nas vias aéreas, como poeiras, partículas ou micro-organismos. Têm ainda a função de aquecer e humedecer o ar para seguir o seu caminho neste sistema (Betts et al., 2017).

2.2.2. Faringe e laringe

Depois de passar pelas fossas nasais, o ar segue em direção à faringe. Este é um órgão comum entre o sistema respiratório e sistema digestivo, sendo essa a razão pela qual conseguimos também respirar pela boca.

A laringe é o órgão que faz ligação entre a faringe e a traqueia, esta assume um formato de tubo e as suas paredes possuem cartilagens irregulares conectadas por tecido. A presença destas cartilagens é fulcral para que esta estrutura não entre em colapso e o lúmen permaneça aberto. É, também, aqui que se encontra a epiglote que serve como uma espécie de barreira, tapando a entrada da traqueia, impedindo que o alimento ingerido siga em direção ao sistema respiratório (Betts *et al.*, 2017).

2.2.3. Traqueia e brônquios

A traqueia encontra-se logo após a laringe e apresenta-se como um tubo com um número variável de cartilagens em forma de “C”. Na sua extremidade, a traqueia ramifica-se, originando dois brônquios. Cada um destes brônquios, denominados brônquios primários, penetra num pulmão ramificando-se também dentro desta estrutura tornando-se nos brônquios secundários ou lobares os quais se continuam a ramificar até se tornarem em ramos finos chamados bronquíolos (Hall, 2010).

2.2.4. Bronquíolos e alvéolos

Os bronquíolos são segmentos com um diâmetro aproximado de 1mm. Cada um deles divide-se em vários bronquíolos respiratórios. É aqui que se encontram os alvéolos. Estas estruturas tem um formato que se assemelha a um favo de mel e é nestes que o oxigénio presente no ar passa para o sangue, e o dióxido de carbono se difunde para o interior dos alvéolos para ser expelido, num processo que se designa hematose, como demonstra a Figura 6.

Cada pulmão, é constituído por milhões de alvéolos, o que garante uma grande área de superfície, de modo a tornar estas trocas o mais eficientes possível (Hall, 2010).

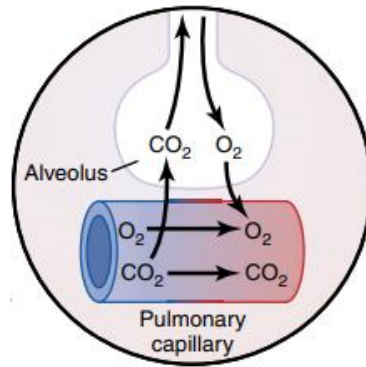


Figura 7. Processo de transferência de gases designado hematose. É aqui que o O_2 transportado pelos bronquíolos até aos alvéolos é transferido para a corrente sanguínea e o CO_2 é retirado do sangue venoso para ser expelido. (Retirado de E. Hall, 2010)

2.2.5. Pulmões e músculos respiratórios

Os pulmões, direito e esquerdo, são os órgãos vitais do sistema respiratório. Estes assumem um formato de cone e apresentam uma consistência esponjosa sendo esta resultado da presença dos alvéolos pulmonares. Em indivíduos jovens, o pulmão tem uma cor rosada, enquanto com o passar dos anos essa cor começa a desvanecer incorporando um tom mais acinzentado, resultado de poeiras e outros contaminantes inalados ao longo do tempo.

Também são elásticos, conseguindo encolher até um terço do seu tamanho quando a cavidade torácica é aberta.

Os músculos respiratórios, também chamados “músculos da bomba respiratória”, formam um arranjo complexo em forma de foles à volta dos pulmões. Todos os músculos que se encontram em contacto com a caixa torácica humana têm a potencialidade inerte de contribuir para uma ação respiratória (Pal, 2017).

2.3. A Respiração

Para garantir a entrada e saída de ar dos pulmões, possuímos dois mecanismos importantes: a inspiração e a expiração, como mostra a Figura 8. A inspiração faz com que o ar circule para dentro do nosso sistema respiratório, enquanto a expiração promove a saída de ar dos pulmões. Um ciclo respiratório é uma sequência de uma inspiração e uma expiração.

Para que estes movimentos respiratórios aconteçam, existem músculos que ajudam na expansão e compressão da caixa torácica, estes músculos são designados músculos inspiratórios e músculos expiratórios respetivamente. Os principais músculos inspiratórios

são o diafragma e os intercostais externos. A expiração normal e relaxada é um processo passivo que acontece devido à retração elástica dos pulmões e da tensão superficial. Contudo, existem alguns músculos que ajudam na expiração forçada que incluem os intercostais internos e músculos abdominais.

A inspiração ocorre devido à contração do diafragma e dos músculos intercostais externos. Quando os músculos intercostais externos se contraem, provocam a elevação das costelas para cima e para fora fazendo com que a caixa torácica se expanda. Por sua vez, o diafragma, ao contrair move-se em direção à cavidade abdominal, criando assim uma cavidade torácica maior e mais espaço para os pulmões, promovendo então o alargamento do tórax e expansão dos pulmões.

A expiração, por sua vez, é o processo inverso sendo observado o relaxamento dos músculos intercostais externos e também do diafragma. Este relaxamento faz com que a caixa torácica retorne ao seu tamanho de repouso e os pulmões retraiam (Betts *et al.*, 2017).

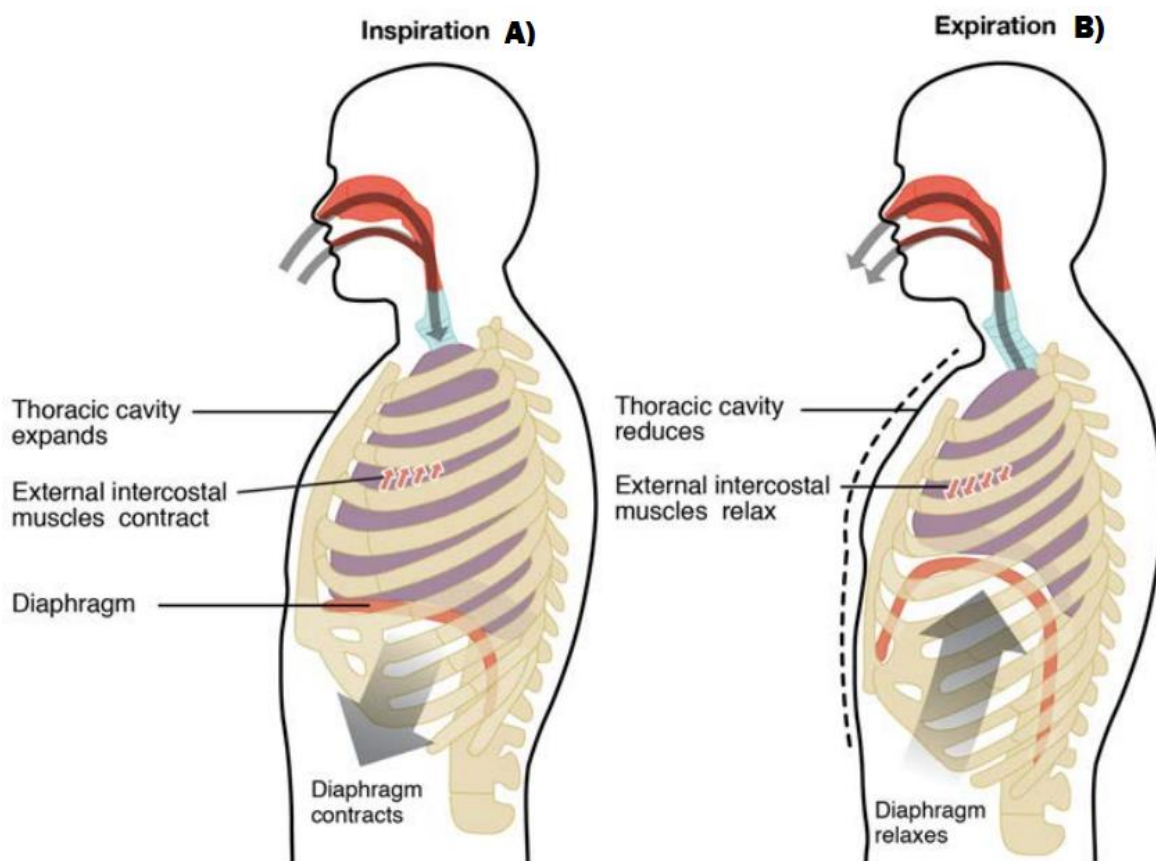


Figura 8. Representação da ventilação pulmonar que é constituída por duas etapas principais, a inspiração e a expiração. A) representa a inspiração que é o processo que leva o ar para o interior dos pulmões fazendo com que a caixa torácica expanda e o diafragma e os músculos intercostais contraíam. B) representa a expiração que é o processo que provoca a saída de ar dos pulmões, resultando numa redução da caixa torácica e num relaxamento tanto do diafragma como dos músculos intercostais. (Retirado de Betts *et al.*, 2017).

Existem dois modos de respiração, os quais requerem processos diferentes para permitir o ciclo respiratório.

A respiração tranquila, também conhecida por eupneia, é um modo de respiração que ocorre em repouso e não requer pensamento cognitivo da pessoa. Durante esta respiração, o diafragma e os músculos intercostais externos devem contrair-se.

Em contraste, a respiração forçada, também conhecida por hiperpneia, é um modo de respiração que pode ocorrer durante ações que exigem a manipulação ativa da respiração. Durante a respiração forçada, tanto a inspiração como a expiração ocorrem devido às contrações musculares.

2.4. Frequência respiratória e o Controlo da ventilação

O ato de respirar é intrínseco ao ser humano, ocorrendo maioritariamente sem pensarmos ou até darmos conta que está a acontecer. No entanto, em situações específicas é possível controlá-lo, como por exemplo, quando mergulhamos de baixo de água, quando enchemos um balão ou até quando cantamos uma música.

A frequência respiratória é o número total de respirações, ou ciclos respiratórios, que ocorrem a cada minuto. Esta frequência pode ser um bom indicador de que algo não está bem, pois a sua frequência pode sofrer alterações na presença de uma doença. A frequência respiratória é controlada pelo centro respiratório situado no cérebro que responde principalmente a mudanças nos níveis de oxigénio, dióxido de carbono e pH⁵ no sangue (Betts *et al.*, 2017).

Os ciclos respiratórios vão diminuindo ao longo dos anos, sendo que em crianças com idade inferior a 1 ano, esta frequência esteja compreendida entre as 30 e 60 respirações por minuto decaindo para 12 a 18 respirações por minuto em idade adulta (Eldridge, 2022).

O controlo da ventilação resulta de uma interação complexa de múltiplas regiões do cérebro que enviam sinal aos músculos utilizados na respiração para se contraírem. O resultado é tipicamente uma taxa de ventilação rítmica e consistente que fornece ao corpo a quantidade de oxigénio necessária, removendo o dióxido de carbono.

Os responsáveis por controlar e regular a ventilação pulmonar estimulando os músculos do sistema respiratório são, portanto, os neurónios.

⁵pH: é uma escala numérica adimensional utilizada para especificar a acidez ou basicidade de uma solução aquosa. (Tradução livre adaptada de Britannica, T. Editores da Enciclopédia (2020, 3 de junho). Disponível em: <https://www.britannica.com/science/pH>)

2.5. As vias aéreas superiores e a apneia do sono

Embora a maioria dos mamíferos possua um suporte esquelético rígido da via aérea faríngea, nos humanos, a permeabilidade das vias aéreas superiores é mantida principalmente pela ativação de estruturas de tecidos moles e ativação muscular.

O desempenho e estabilidade das vias aéreas superiores tem um papel preponderante na apneia obstrutiva do sono, sendo o seu colapso apontado como um dos principais fatores para a ocorrência desta doença. Contudo, outros fatores como um baixo limiar de excitação e instabilidade no controlo respiratório podem contribuir para uma deficiente ativação dos músculos das vias aéreas superiores e o colapso das mesmas durante o sono (Owens *et al.*, 2008).

O facto do osso hióide servir de âncora para vários músculos faríngeos, e sendo este um osso 'livre', isto é, não está conectado a nenhum outro osso do corpo, faz com que estas vias aéreas careçam de um suporte rígido ou ósseo. Como consequência desta motilidade, as vias aéreas superiores têm a capacidade de executar uma multiplicidade de tarefas tais como a respiração, a deglutição⁶ e a fala, potenciando, contudo, o seu estreitamento ou até mesmo encerramento durante o sono em indivíduos anatomicamente vulneráveis (Malhotra & White, 2002).

Existem duas variáveis responsáveis por promover o colapso da faringe: a pressão positiva fora das vias aéreas e a pressão negativa dentro destas. Por outro lado, a permeabilidade é promovida pela ativação do músculo dilatador da faringe e pelo aumento do volume pulmonar. Como resultado, estas forças de dilatação (ativação muscular) tem uma interação complexa com as forças de colapso, como comprovado através da Figura 9.

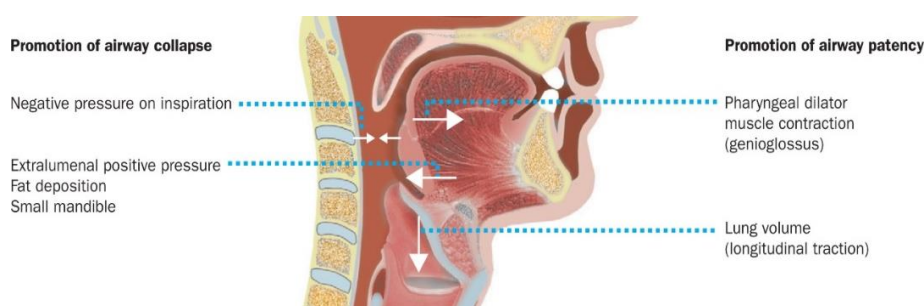


Figura 9. A pressão negativa inspiratória e a pressão positiva extraluminal⁷ tendem a promover o colapso faríngeo. Os músculos dilatadores das vias aéreas superiores e o aumento do volume pulmonar tendem a manter a potência⁸ faríngea (Imagem retirada de Malhotra & White, 2002).

⁶ Deglutição: Este termo é sinónimo da ação vulgarmente designada por engolir sendo um mecanismo de reflexo complexo através do qual o alimento é empurrado através da cavidade oral até ao esófago seguindo depois em direção ao estômago.

⁷ Pressão Extraluminal: é expressa como a soma vetorial das pressões mecânicas exercidas nas paredes das vias aéreas superiores pelas estruturas dos tecidos circundantes. (Kairaitis *et al.*, 2003)

⁸ Patência: O estado ou qualidade de estar aberto, expandido ou desbloqueado. (Tradução livre de *Miller-Keane Encyclopedia and Dictionary of Medicine, Nursing, and Allied Health, Seventh Edition*. Disponível em: <https://medical-dictionary.thefreedictionary.com/patency>)

Sujeitos com AOS, na sua maioria, apresentam um estreitamento das vias aéreas superiores com um potencial de colapso muito superior a pessoas sem esta doença.

Durante a vigília, para compensar esta deficiência anatômica, demonstram uma maior atividade dos músculos dilatadores das vias aéreas. Contudo, esta atividade muscular aumentada, perde-se no início do sono, o que faz com que ocorra o colapso das vias aéreas faríngeas em sujeitos com AOS (Mezzanotte *et al.*, 1996).

2.5.1. O grande nervo hipoglosso

O grande nervo hipoglosso constitui um dos 12 nervos cranianos. O nervo hipoglosso, começa na base do cérebro perto do tronco cerebral, descendo pelo pescoço passando pela artéria carótida e veia jugular estendendo-se além da parte de trás da garganta até atingir a parte inferior da boca. Ramifica-se então para se conectar com os diferentes músculos que controlam a língua. É por isso, um nervo motor que serve de transportador de sinais de e para o cérebro com o intuito de controlar o movimento muscular.

Os músculos controlados por este nervo subdividem-se em dois grupos, os músculos extrínsecos e os músculos intrínsecos, como mostra a Figura 10 (Betts *et al.*, 2017; Júnior, 2020).

Os músculos intrínsecos ficam totalmente no interior da língua, sendo responsáveis pelas mudanças de formato da mesma. São constituídos por:

- Longitudinal Superior, sendo o único músculo não pareado da língua, estendendo-se por todo o comprimento da língua logo abaixo da mucosa superior;
- Longitudinal inferior, os quais se originam na base da língua e no corpo do osso hioide e se situam entre o Hipoglosso e o Genioglosso ao longo da língua;
- Transverso/vertical, o músculo T conecta o septo mediano da língua às suas margens laterais. O músculo V conecta a superfície inferior à superfície superior da mesma.

Por sua vez, o segundo grupo e de maior relevância nesta dissertação, os músculos extrínsecos estendem-se para fora da língua sendo a sua função movê-la fisicamente e tem um papel extremamente importante na fase inicial da deglutição. Estes são constituídos pelo:

- Músculo hipoglosso, este músculo fino e plano, situa-se na parte lateral e inferior da língua. Quando enervado pelo nervo hipoglosso, a sua ação faz baixar a língua ao mesmo tempo que a retrai e comprime transversalmente;

- Músculo estiloglosso. É o menor e mais curto destes três músculos. Situa-se em ambas as margens laterais da língua e quando acionado tem uma função de retração, movendo a língua posterior e superiormente;
- Músculo genioglosso. Este é o maior e mais volumoso músculo da língua. Possui um formato triangular e encontra-se na parte inferior da língua e as suas ações produzem tração da língua para a frente.

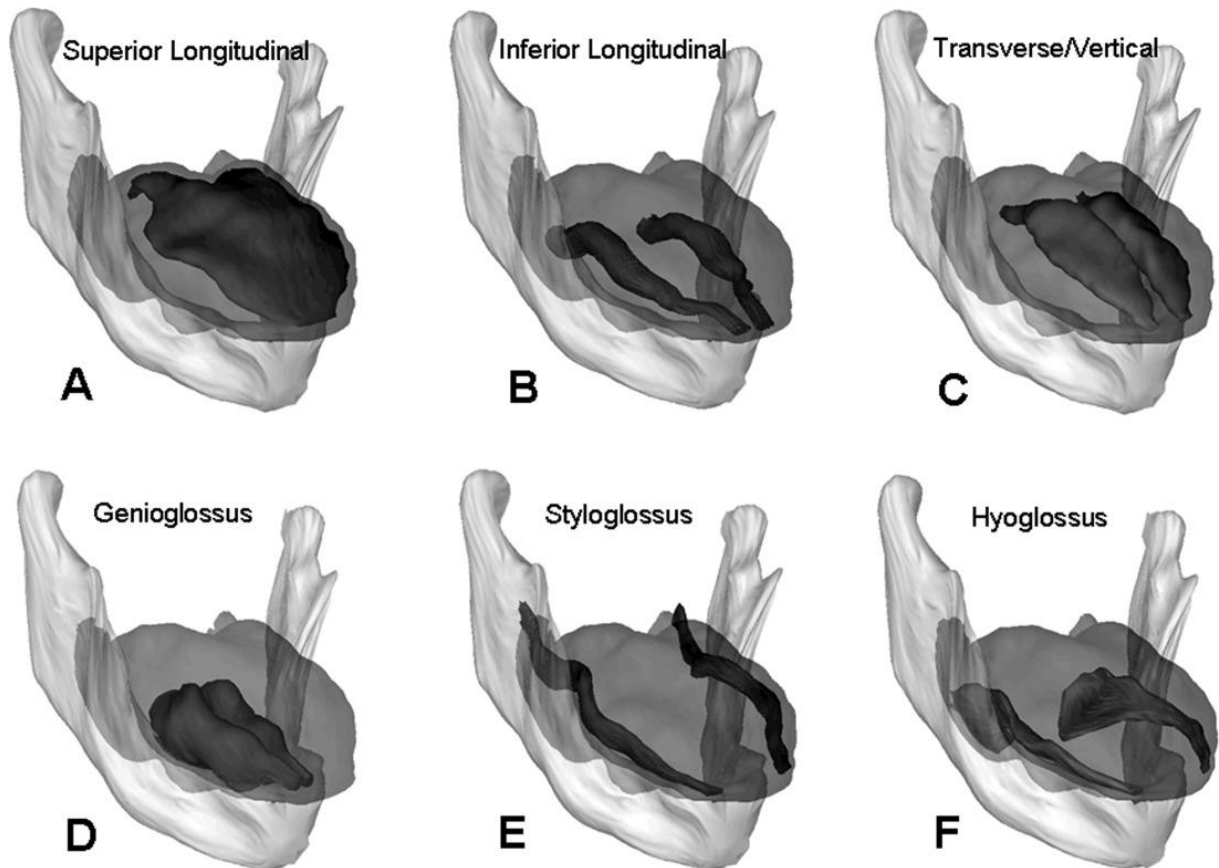


Figura 10. Representação da musculatura da língua humana. A, B, C representam os músculos intrínsecos da língua, representando o (A) o longitudinal superior, o (B) o longitudinal inferior e (C) o transverso/vertical. D, E, F mostram os músculos extrínsecos da língua sendo o (D) o músculo Genioglossus, o (E) o Estiloglossus e o (F) o Hipoglossus. (Retirada de Sanders & Mu, 2013)

A grande maioria dos estudos e pesquisas sobre estes músculos centram-se essencialmente sobre o músculo Genioglossus. Isto deve-se ao facto de este ser o maior músculo dilatador das vias aéreas, sendo relativamente fácil de observar e registar a sua ação e, como já referido, é o responsável pela ação de puxar a porção posterior da língua para a frente de modo a desimpedir as vias aéreas.

Este, tem a capacidade de responder aos estímulos oclusivos das vias aéreas, tais como pressões negativas, níveis elevados de dióxido de carbono e baixos níveis de oxigénio no sangue, fazendo dele um dos principais responsáveis para a função e disfunção das vias

aéreas. Diz-se que o músculo genioglosso tem atividade fásica inspiratória pois durante a vigília é ativado espontaneamente sendo a atividade maior na inspiração.

No início do sono, a atividade inspiratória e expiratória declina rapidamente tanto em pessoas saudáveis, como em pessoas com AOS sendo mais notável e de maior intensidade nos portadores da doença. Quando a pressão negativa e impulso respiratório aumenta, a atividade deste músculo também aumenta de forma a tentar compensar estes efeitos, o que muitas vezes é insuficiente até ocorrer um despertar. Deste modo, a atividade do músculo genioglosso varia durante eventos obstrutivos sendo diferente de paciente para paciente e é alterada pelo estado de sono-vigília. Além disto, a variação da atividade deste músculo altera diretamente o lúmen faríngeo e o comportamento das vias aéreas modificando por consequente as características da apneia obstrutiva do sono, como visível na Figura 11.

Uma forma descrita na literatura de enervar o músculo, promovendo a melhoria da permeabilidade das vias aéreas, seria a estimulação elétrica do músculo genioglosso em si ou até, do próprio nervo hipoglosso (Oliven *et al.*, 2003; Lin & Barkhaus, 2009).

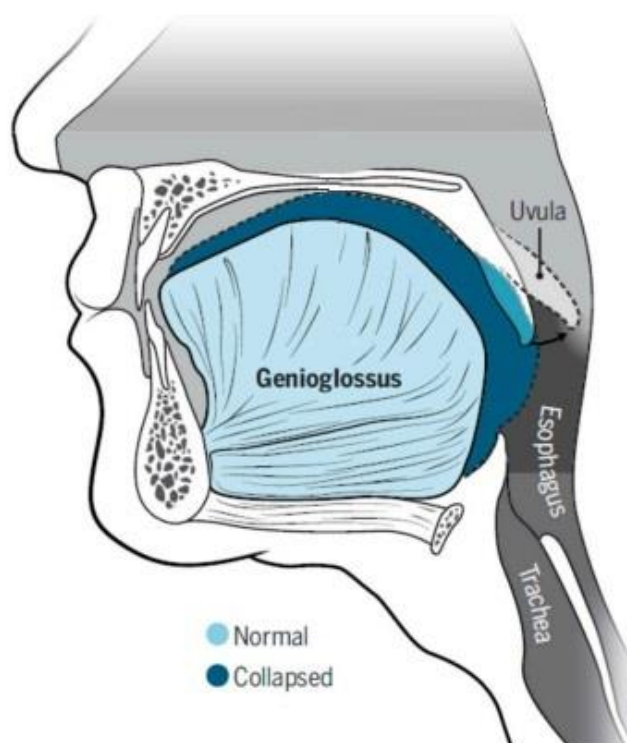


Figura 11. Alteração do lúmen das vias aéreas superiores em prol da posição do músculo Genioglossus. A azul-claro está a posição do músculo na sua posição normal, a azul-escuro a posição do músculo quando colapsado. (Adaptado de Wadman, 2018)

2.6. Métodos de detecção da AOS

Como já explicado previamente, a AOS apresenta uma fisiopatologia multifatorial e uma grande heterogeneidade clínica o que faz com que a sua detecção possa ser feita com uma vasta multiplicidade de métodos.

O diagnóstico da síndrome da apneia obstrutiva do sono requer a avaliação combinada de características clínicas relevantes assim como a demonstração objetiva de respiração anormal durante o sono.

Há uma grande incerteza clínica em torno desta doença, assim como inconsistências na definição da mesma o que faz com que tentativas de basear o diagnóstico clínico da AOS em apenas um fator não é confiável.

Atualmente, dentro de todos os exames para esta doença, o exame padrão é a Polissonografia completa, que fornece informações detalhadas sobre o estado do sono e as anormalidades respiratórias através de sinais eletrofisiológicos⁹ (Berry *et al.*, 2012).

Contudo, o ato respiratório humano não gera nenhum sinal elétrico prontamente detetável, o que faz com que o uso de sensores seja necessário para que estes dados possam ser lidos e analisados à luz das tecnologias atuais.

Estes sensores assumem diferentes formas e funções podendo estar diretamente em contacto com as vias aéreas superiores, ou em contacto com outras partes do corpo como dedos, tórax, entre outros (Almazaydeh *et al.*, 2012; Sheta *et al.*, 2021).

2.6.1. Polissonografia

Os primeiros estudos do sono foram realizados por psiquiatras e neurologistas do final do século XIX e do início do século XX. A técnica de eletroencefalografia foi desenvolvida por um neuropsiquiatra alemão, Hans Berger, na década de 1920 aquando da descoberta e compreensão que o cérebro gerava potenciais elétricos .

No ano de 1953, outro marco no estudo do sono foi alcançado por dois investigadores Norte-Americanos. Estes notaram que o sono REM (do inglês *Rapid Eyes Movement*) ocorria várias vezes durante a noite, alternando-se com períodos em que a movimentação ocular cessava. Notaram também posteriormente que esta movimentação ocular rápida estava associada a uma diminuição intensa do tónus muscular basal.

O termo polissonografia passou a ganhar forma e ser utilizado em 1974, após serem adicionados na rotina deste estudo o registo de frequência cardíaca e sensores respiratórios. (De & Bustamante, 2006)

⁹ Eletrofisiologia consiste no estudo das propriedades bioelétricas dos tecidos vivos em especial tecidos nervosos e musculares, recorrendo a medições de diferenças de potencial elétrico através do fluxo de iões nesses tecidos biológicos.

Atualmente, o “padrão de ouro” para o diagnóstico da síndrome da apneia obstrutiva do sono é a polissonografia.

A polissonografia (PSG), ou estudo noturno do sono, é um método de diagnóstico que consiste no registo, de forma contínua e simultânea, do sono por meio de sinais eletrofisiológicos. Geralmente, este meio de diagnóstico envolve um mínimo de 12 canais de gravação que incluem eletroencefalograma (EEG), eletromiograma (EMG), eletro-oculograma (EOG), eletrocardiograma (ECG), ronco, fluxo de ar oronasal (litros/segundo), movimento do tórax e abdómen, saturação de oxigénio e dióxido de carbono no sangue, entre outros como representado na Figura 12.

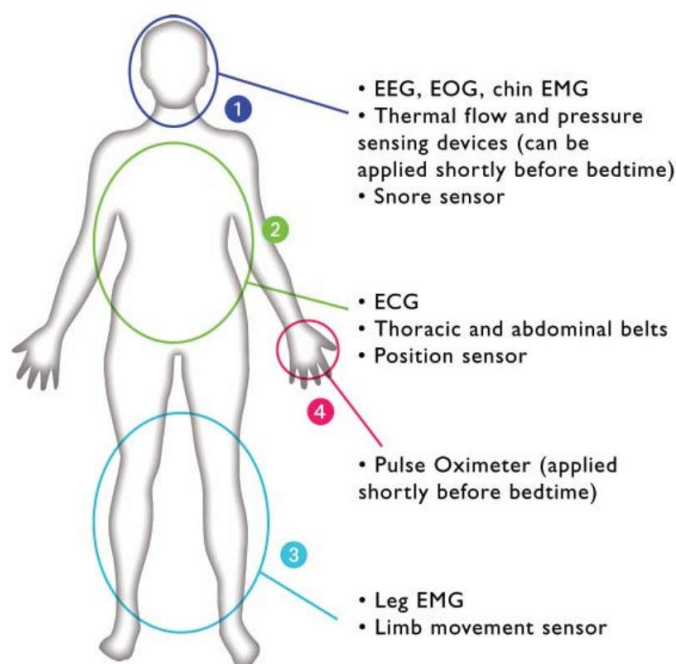


Figura 12. Exposição das diferentes técnicas utilizadas durante o exame de Polissonografia, assim como a sua localização física. (Retirado de Leroux et al., 2009)

Como a polissonografia é um procedimento onde são registados uma grande quantidade de sinais fisiológicos, como demonstra a Figura 13, esta possibilita uma identificação das alterações respiratórias e eventos apneicos com grande exatidão, contudo, esta deve ter a duração mínima de 6 horas e ser acompanhada por um médico especialista. (Jamie C.M. Lam, 2010; McNicholas, 2008)

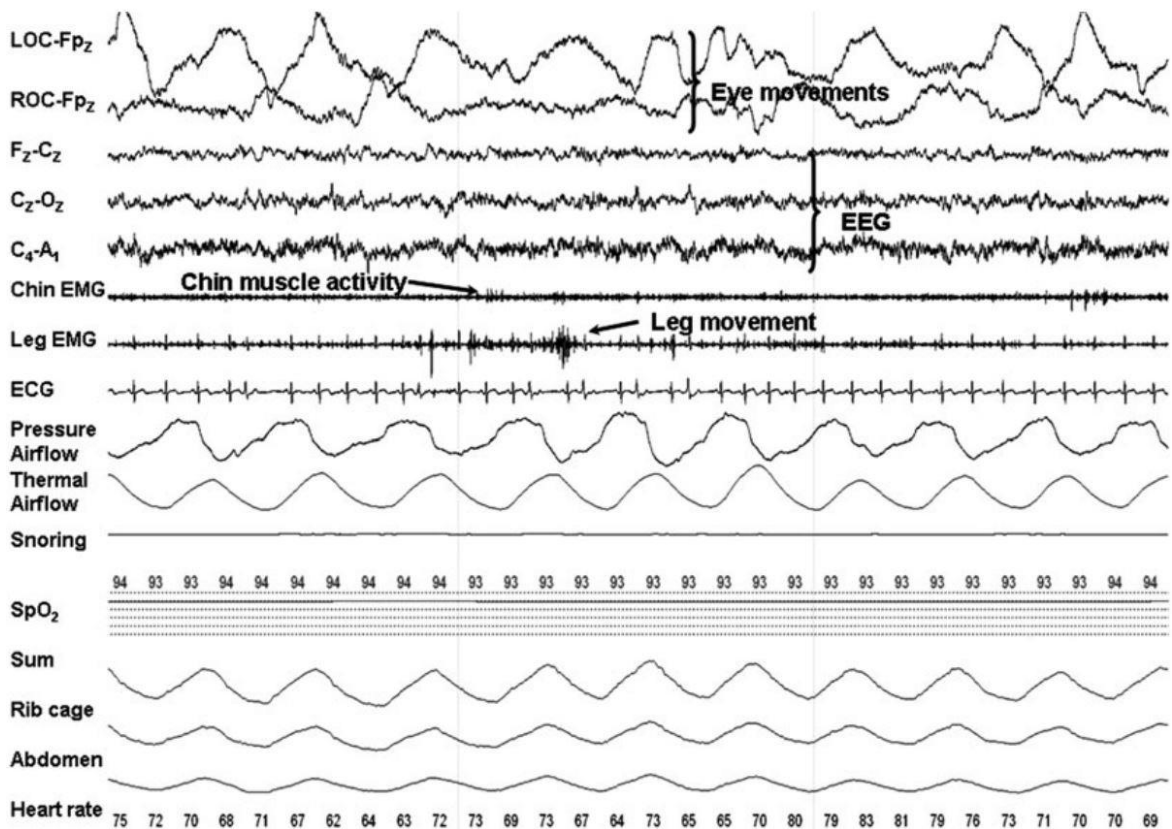


Figura 13. Um excerto de um exame de Polissonografia. São registados sinais provenientes da movimentação dos olhos (EOG), eletroencefalograma (EEG), eletromiografia do queixo e das pernas (EMG), fluxo de ar, sons de ronco noturno, eletrocardiograma (ECG), saturação de oxigénio, esforço da caixa torácica e do abdómen entre outros. (Retirado de Daube & Rubin, 2009)

No entanto, a polissonografia não é de todo o método “perfeito” padecendo de limitações e acarretando determinados inconvenientes à sua utilização. Para começar, e como se trata de um exame que monitoriza um elevado número de parâmetros, implica a utilização de bastantes fios e sensores espalhados pelo corpo do paciente, o que por si só já pode interferir com os padrões de sono (Uddin *et al.*, 2018).

Em seguida, e como já referido anteriormente, cada vez mais um maior número da população sofre dos sintomas da AOS, o que se reflete em grandes filas de espera para o diagnóstico exato desta doença com recurso a esta técnica (PSG).

O facto de necessitar também de uma infraestrutura para a realização do estudo, e de acompanhamento direto de um especialista, faz com que os custos inerentes sejam bastante elevados, o que também tem influência a nível do diagnóstico. Além disso, os pacientes mais idosos e as crianças geralmente acham o equipamento polissonográfico muito “estranho” e complicado, o que resulta numa relutância em passar a noite no laboratório ou até mesmo de concretizar o estudo (Pang & Terris, 2006).

2.6.1.1. Eletrocardiograma (ECG)

O eletrocardiograma (ECG) consiste no registo da medição, através de elétrodos colocados superficialmente em zonas específicas do corpo humano, de mudanças de potenciais elétricos gerados pela atividade cardíaca. Esta técnica é amplamente utilizada na medicina uma vez que permite a visualização de problemas cardíacos facilmente. Na Polissonografia, esta medição é importante na deteção de arritmias relacionadas com os distúrbios durante o sono.

Segundo a *American Academy of Sleep Medicine*, devem ser utilizados três elétrodos, dois deles no torso (um no braço direito 3 a 5 centímetros a baixo da clavícula direita, e o outro na perna esquerda ao nível da sétima costela) e o terceiro, um elétrodo de referência como mostra a Figura 14 (Butkov & Keenan, 2017).

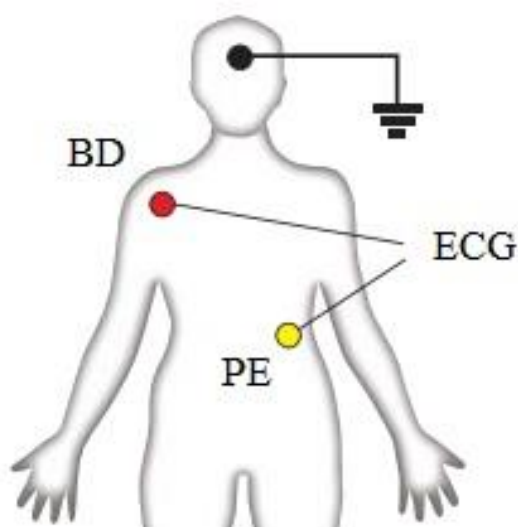


Figura 14. Posicionamento dos elétrodos do eletrocardiograma, um deles de referência, outro no braço direito (BD) e o último na perna esquerda (PE). (Adaptado de Leroux et al., 2009)

2.6.1.2. Eletroencefalograma (EEG)

O eletroencefalograma, de uma forma simplificada, é o registo dos sinais dos impulsos nervosos das células do cérebro. Estes sinais podem ser obtidos através de elétrodos colocados no couro cabeludo ou diretamente no córtex cerebral após higienização e aplicação de uma pasta condutora na área.

Os elétrodos medem tensões muito baixas causadas pela atividade síncrona de um grande número de sinapses nas camadas exteriores do cérebro (córtex cerebral). Estes sinais são representados por formas de ondas classificadas de acordo com a sua amplitude e frequência.

A disposição dos elétrodos no couro cabeludo obedece ao Sistema Internacional 10-20 como demonstra a Figura 15. São utilizados seis elétrodos exploratórios (F4, C4, O2, F3, C3, O1) e dois de referência (A1 e A2), que captam a maioria das ondas cerebrais que avaliam os estágios do sono, sendo utilizados elétrodos adicionais em casos onde existam suspeitas de episódios apneicos (Bahammam *et al.*, 2016; Butkov & Keenan, 2017; Rundo & Downey, 2019).

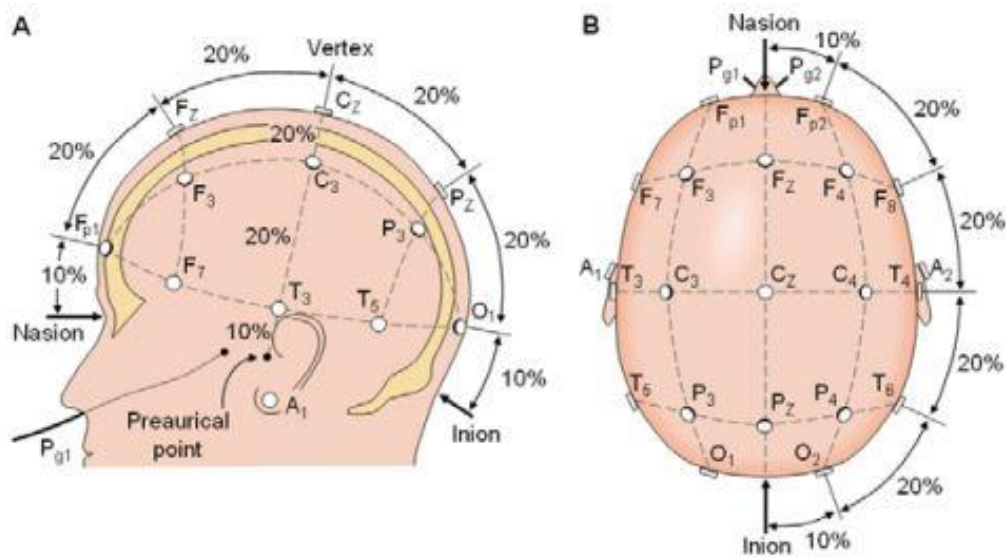


Figura 15. Áreas de referência do EEG no sistema 10-20. (Adaptado de Leroux *et al.*, 2009)

2.6.1.3. Eletrooculograma (EOG)

O eletrooculograma (EOG) é um exame que faz parte da eletrofisiologia ocular. Este mede a diferença de impulsos elétricos de repouso entre a córnea e a retina do olho (a córnea apresenta uma saída de tensão positiva enquanto a retina apresenta polaridade negativa).

O EOG é realizado posicionando dois elétrodos na região da pele, próximo dos olhos 1cm lateralmente à fenda palpebral sendo o direito 1 cm acima e o esquerdo 1 cm a baixo da fenda, tal como observamos na Figura 16. Estes elétrodos para além de registarem a diferença de potencial, captam ainda movimentos oculares verticais, horizontais e oblíquos (Bahammam *et al.*, 2016; Butkov & Keenan, 2017).

Existem dois motivos para este exame ser importante, o primeiro é registar o sono REM e o segundo para avaliar o início do sono que está associado a movimentos oculares.

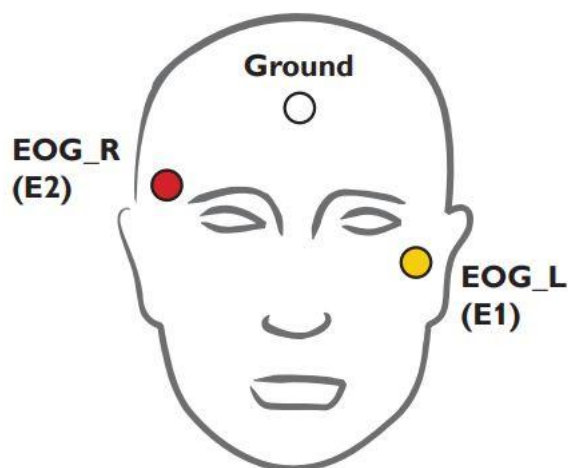


Figura 16. Posicionamento dos eletrodos no EOG, um eletrodo 1 cm acima do canto exterior direito (E2) e outro eletrodo 1 cm a baixo do canto inferior esquerdo (E1). (Adaptado de Leroux et al., 2009)

2.6.1.4. Eletromiografia (EMG)

Eletromiografia (EMG) é a disciplina que lida com a detecção, análise e uso dos sinais elétricos provenientes da contração muscular. Este sinal é a manifestação elétrica da ativação neuromuscular associada à ação de contrair um músculo. A captação dessa atividade elétrica é feita através de eletrodos que podem assumir várias formas:

- Eletrodos de profundidade, pequenas agulhas inseridas no interior do músculo;
- Eletrodos subcutâneos, introduzidos sob a pele;
- Eletrodos de superfície, colocados sobre a face da pele.

Este sinal, representa a corrente gerada pelo fluxo iônico através das membranas das fibras musculares que se propaga através dos tecidos intervenientes para atingir a superfície de deteção (como por exemplo, um eletrodo). É um sinal complicado que é afetado pelas propriedades anatómicas e fisiológicas dos músculos e pelo esquema de controlo do sistema nervoso do indivíduo, bem como o equipamento utilizado para o detetar e observar.

De maneira a compreender o sinal da Eletromiografia, é necessário termos em consideração alguns aspetos fundamentais da fisiologia humana. Este tema vai ser abordado mais à frente neste trabalho uma vez que é uma peça chave para o desenvolvimento do mesmo.

Na polissonografia são necessárias três medições eletromiográficas como mostra a Figura 17. Uma num momento que possibilite distinguir o estado de consciência do doente; a segunda nas pernas de forma que seja possível documentar os movimentos ocorridos durante o sono e a terceira, e última, com o objetivo de classificar as fases do sono - uma EOG.

Para o registo do estudo de eletromiografia são necessários pelo menos cinco canais de recolha de dados, um elétrodo de referência colocado no queixo, um elétrodo em cada uma das coxas, outro na zona ocular e por fim um de referência colocado no meio da testa (Bahammam *et al.*, 2016; Butkov & Keenan, 2017).

Sendo assim, a EMG é um estudo essencial no registo dos parâmetros dos estados do sono (*Rapid Eye Movement* (REM) vs *Not Rapid Eye Moviment* (NREM)) pois o tónus muscular diminui durante o sono com decréscimos máximos que ocorrem durante o sono REM.

Recolhidos em simultâneo, o EEG, o EOG e o EMG fornecem os dados básicos para classificar os diferentes estados do sono.

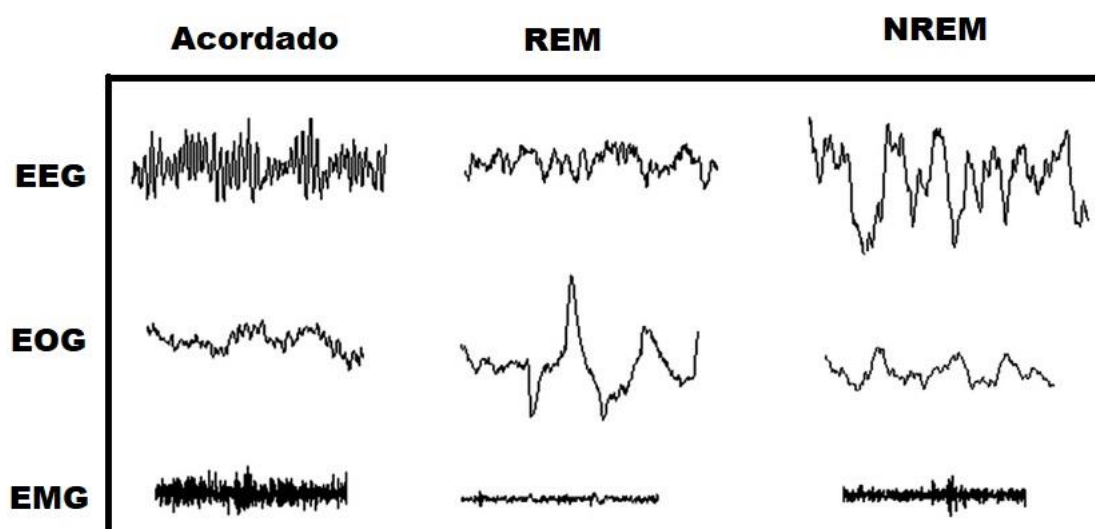


Figura 17. Características dos padrões do EEG, EOG e EMG durante o sono REM, NREM e acordado. (Adaptado de Lan *et al.*, 2015)

2.6.1.5. Fluxo oronasal e pletismografia de indutância respiratória

O diagnóstico polissonográfico e a avaliação do índice de IAH dependem da detecção precisa de eventos respiratórios e da medição do fluxo aéreo respiratório. Segundo a Academia Americana de Medicina do Sono (AASM) a pneumotacografia é o método de ouro para medição e detecção de apneias (Berry *et al.*, 2012).

Contudo, esta técnica não é adequada para estudos de rotina como PSG, desta forma outras técnicas alternativas para medir o fluxo de ar tiveram de ser adotadas, tais como

sensores de fluxo de ar térmico oronasal (termopares¹⁰ e termístores¹¹), cânulas nasais e pletismografia de indutância respiratória (RIP).

Os funcionamentos dos sensores de fluxo de ar térmico baseiam-se na diferença de temperatura entre o ar expelido e o ar do ambiente de modo a estimar o fluxo de ar e detetar a respiração executada pela boca. A utilização desta variável (temperatura), como um substituto à medição do fluxo aéreo, traz vantagens na deteção apneica pois deteta o fluxo oral e nasal.

As cânulas nasais por sua vez, são sensores de pressão que tem a capacidade de detetar diferenças de pressão durante o ciclo respiratório. Na maioria dos casos são utilizados os sinais de um termístor e pressão nasal para garantir uma medição confiável do fluxo aeronasal. A combinação desses sensores faz com que os erros cometidos pelos sensores individualmente, tais como os eventos apneicos não detetados pelos termístores ou os mesmo eventos sobrevalorizados pela pressão nasal, sejam evitados para uma melhor deteção da apneia.

Tanto a cânula como o termístor são colocados na superfície corporal não sendo nenhum deles considerado um método de medição invasivo. Contudo, estes sensores podem causar desconforto ao paciente ou até mesmo afetar o sono, sendo muitas vezes movidos ou até mesmo retirados pelo paciente resultando num diagnóstico defeituoso ou inconclusivo.

Quando este cenário acontece, o sinal da pletismografia de indutância respiratória (RIP) é usado como substituto dos dois acima descritos. Para tal, durante a polissonografia são colocadas duas cintas, uma no tórax outra no abdómen permitindo a esses sensores (dinamómetros) uma avaliação semiquantitativa da força aplicada nas cintas aquando do ciclo respiratório e consequentes contrações e distensões da caixa torácica e abdómen (Yasuda *et al.*, 2005; Berry *et al.*, 2012).

O ronco, como já falado, é um sintoma da AOS e, por conseguinte, um meio complementar de deteção de apneias. Os registos do som traqueal são obtidos a partir de um sensor colocado em contacto direto com o pescoço do paciente. Este deteta as vibrações superficiais do corpo por flutuações de pressão medindo do som do fluxo traqueal, bem como o ronco (Beck *et al.*, 2005).

¹⁰ Termopar é um dispositivo simples para medir a temperatura, consiste em dois tipos diferentes de metais unidos a uma extremidade. Quando há uma diferença de temperatura entre a extremidade unida e as extremidades livres, surge uma diferença de potencial que pode então ser medida.

¹¹ Termístor consiste num material semiconductor cujo coeficiente de temperatura da resistividade é negativo, ou seja, um dispositivo eletrónico semiconductor cuja resistência diminui com o aumento de temperatura.

2.6.1.6. Oximetria

Durante um episódio de apneia o fluxo de ar é comprometido, comprometendo como consequente a oxigenação do sangue, fenómeno este que pode ser medido e analisado recorrendo a um oxímetro. A oximetria de pulso é a medição não invasiva da saturação de oxigénio (SpO₂). A saturação de oxigénio é definida como a medição da quantidade de oxigénio dissolvido no sangue, com base na deteção de Hemoglobina e Desoxi-hemoglobina.

Os oxímetros de pulso consistem numa sonda periférica e numa unidade de microprocessador. Tradicionalmente, a sonda periférica contém um fotodetector e dois díodos emissores de luz.

Os díodos emissores de luz emitem, cada um deles, luz com um comprimento de onda diferente. Esta luz emitida pelos díodos é absorvida pelos tecidos da pele, e a quantidade de absorção é determinada por um fotodetector (Figura 18). A corrente sanguínea é afetada pela concentração de hemoglobina (Hb) e oxi-hemoglobina (HbO₂) ou hemoglobina oxigenada, e os seus coeficientes de absorção são medidos utilizando dois comprimentos de onda de 660 nm (espectros de luz vermelha) e 940 nm (espectros de luz infravermelha) (Chan *et al.*, 2013).

Em seguida, utilizando esta informação, o microprocessador determina a concentração de Hb e HbO₂. Calcula então a percentagem de oxi-hemoglobina e mostra a saturação de oxigénio da hemoglobina no sangue arterial e a frequência cardíaca. (Ortega *et al.*, 2011)

Por norma os oxímetros dão a possibilidade de medir mais que a oxigenação do sangue e a frequência cardíaca, estes possibilitam também a medição do sinal pletismográfico, devolvendo assim um registo completo da pletismografia durante todo o estudo.

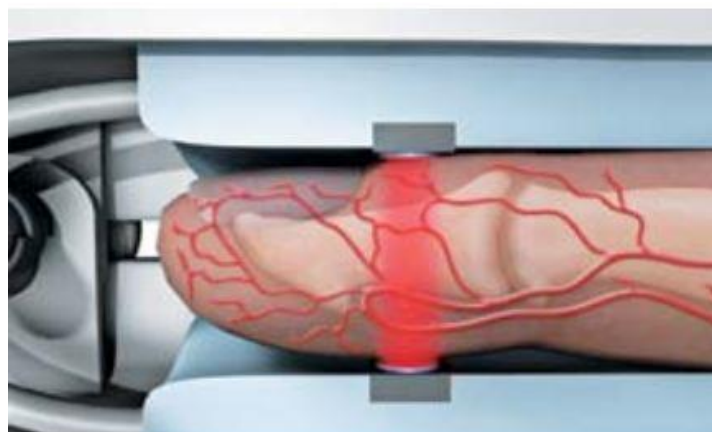


Figura 18. Emissão de luz vermelha proveniente dos díodos, atingindo o fotodetector para posterior processamento e cálculo da saturação de oxigénio no sangue. (Retirado de Ortega *et al.*, 2011)

2.6.2. Aparelhos de diagnóstico portátil

Apesar de como falado anteriormente, a polissonografia ser o melhor método para detecção da SAO, os tempos de espera para um exame do sono, o seu custo e todas as complicações que estão associadas a esta técnica, foi necessário encontrarem-se maneiras de facilitar o apoio ao diagnóstico mais precoce, embora à custa de uma exatidão reduzida.

Por estes motivos, e à face das tecnologias atuais, foram desenvolvidos sistemas de diagnóstico portáteis que assumem formas e técnicas diferentes, passando por uma simples oximetria noturna até um PSG completo sem necessidade de supervisão de forma que os pacientes tenham uma melhor facilidade e conforto no diagnóstico desta doença (Kapur *et al.*, 2017).

Em 1994, a Associação Americana de Distúrbios do Sono, hoje Academia Americana de Medicina do Sono (AASM), classificou os aparelhos de diagnóstico portátil em quatro tipos distintos, dependendo dos parâmetros que são analisados:

- Tipo I – é o padrão de laboratório, utilizando o exame de PSG noturno com assistência técnica especializada;
- Tipo II – utiliza a mesma técnica de PSG do Tipo I, com a diferença que não necessita da presença de um especialista durante a realização do teste;
- Tipo III – estes dispositivos analisam entre quatro e sete parâmetros fisiológicos que incluem no mínimo duas variáveis respiratórias, um sinal cardíaco e a saturação de oxiemoglobina (oximetria de pulso);
- Tipo IV – estes dispositivos necessitam apenas de registar uma ou duas variáveis. (Ferber *et al.*, 1994)

Em 2003, a AASM em conjunto com a *American Thoracic Society* (ATS) e a *American College of Chest Physicians* (ACCP) procederam a uma revisão do tema dos aparelhos portáteis de diagnóstico, chegando à conclusão que uma vez que os dispositivos do tipo III e tipo IV não recorrem à técnica de EEG, estes não podem detetar despertares do sono e subestimam potencialmente o grau do distúrbio do sono. Além disso, o IAH derivado do exame de PSG é calculado usando o número de apneias e hipopneias dividido sobre o tempo de sono em horas, enquanto o IAH destes aparelhos é calculado usando o número de apneias e hipopneias dividido sobre a duração do estudo o que faz com que o IAH destes dispositivos seja bastante inferior em contrapartida com o PSG.

Existe uma grande variedade de dispositivos com esta finalidade, no entanto não existem estudos que os comparem frente a frente, não se sabendo ao certo quais os melhores sensores ou combinações de sensores para uma maior exatidão no diagnóstico.

Conclui-se, então, que estes aparelhos são úteis para casos onde o diagnóstico não necessite de um acompanhamento especializado, sendo que em casos mais severos ou inconclusivos se deva realizar o estudo de PSG.

2.7. Métodos de tratamento da AOS

Com já discutido anteriormente, a Síndrome da apneia obstrutiva do sono está relacionada e provém de diversos fatores, sejam eles físicos, sociais ou comportamentais.

À semelhança dos métodos utilizados para a detecção desta doença, existem também um número bastante alargado de técnicas e dispositivos para o seu tratamento (Gottlieb & Punjabi, 2020). Estes, bifurcam-se em duas principais categorias:

- Métodos de tratamento não invasivos;
- Métodos de tratamento invasivos.

Os métodos de tratamento não invasivos, tal como o nome indica, são métodos nos quais o paciente não necessita de recorrer a nenhuma cirurgia ou corte, não correndo os riscos associados a uma cirurgia, tais como a exposição do corpo a vírus e bactérias. Este tipo de métodos têm a vantagem de não exigirem faltas ao trabalho e níveis de dor e tempo de recuperação consideravelmente inferiores. Exemplos de tratamentos não invasivos são os dispositivos de pressão positiva e ainda os Aparelhos Orais.

Os métodos invasivos são tratamentos que têm a necessidade de uma intervenção cirúrgica, o que resulta em maiores tempos de recuperação, a probabilidade da existência de dor envolvida no processo e a possibilidade de rejeição ao tratamento. Nestes métodos incluem-se as cirurgias de remoção de tecido, reposicionamento maxilar ou mandibular e os dispositivos de neuro estimulação.

2.7.1. Redução de peso e mudança no estilo de vida

Um dos principais fatores que aumentam a probabilidade de surgimento e agravamento da AOS é a obesidade. O excesso de gordura, principalmente na zona do pescoço, faz com que esta doença ganhe forma e assumam um estatuto perigoso na vida do paciente.

Desta forma, uma mudança no regime alimentar para uma dieta mais saudável e equilibrada deve ser considerada, bem como estar associada a uma rotina de exercício físico.

Evitar a privação de sono e a abstenção de hábitos tabágicos, álcool e sedativos também representam um papel fulcral na mudança para um estilo de vida mais saudável e congruente com a AOS.

Um estudo realizado no ano de 2000, no qual foram avaliados os efeitos do exercício físico e a perda de peso em nove sujeitos portadores de SAOS ligeira a moderada, durante seis meses, relata que foi observada uma diminuição do índice de IAH juntamente com melhorias no tempo de sono, eficiência do sono e número de despertares por hora. Foram ainda observadas diminuições significativas no peso e índice de massa corporal dos sujeitos. O exercício físico regular teve um impacto positivo na severidade da SAOS, contudo não foi a estratégia de intervenção adequada para o tratamento para a maioria dos indivíduos sendo concluído portanto, que pode servir como uma estratégia de tratamento complementar para a AOS (Norman *et al.*, 2000).

2.7.2. Terapias de pressão positiva das vias aéreas

A pressão positiva das vias aéreas, do inglês *Positive Airway Pressure* (PAP), foi introduzida pela primeira vez como terapia para a apneia obstrutiva do sono em 1981. Desde então, e com o avanço tecnológico, diferentes formas de uso de dispositivos PAP foram evoluindo com um grande número de ensaios clínicos investigando a sua eficácia na melhoria de resultados clínicos.

O tratamento através da pressão positiva contínua das vias aéreas, *Continuous Positive Airway Pressure* (CPAP) - Figura 19 - é considerado o *gold standad* para a terapia das apneias obstrutivas do sono moderada a grave. Este consiste num dispositivo, de utilização noturna, que permite a passagem do ar nas vias aéreas aplicando uma pressão positiva constante nas vias aéreas superiores através de uma máscara oral ou nasal por meio de um sistema de tubulação (Lynch *et al.*, 2005; Gharibeh & Mehra, 2010).

Num estudo paralelo controlado, a eficácia terapêutica do CPAP foi comprovada, no qual o CPAP terapêutico foi comparado com o “CPAP simulado”. Os pacientes com AOS submetidos a CPAP terapêutico demonstraram reduções claras nos índices de sonolência e uma melhoria na manutenção dos resultados no teste de vigília (Jenkinson, 1999).

Foi realizado um estudo por investigadores do Reino Unido onde foi avaliado o custo-benefício dos dispositivos de CPAP em pacientes com SAOS na perspetiva do Serviço Nacional de Saúde ao longo de 14 anos. Os resultados demonstram que logo após dois anos de tratamento, houve um aumento da probabilidade de sobrevivência de 25%, uma diminuição do risco de ocorrência de eventos cardiovasculares de 46%, uma diminuição do risco de acidente vascular cerebral em 49%, uma diminuição relativa do risco de acidente

de trânsito de 31% e um aumento da probabilidade de sobrevivência sem qualquer tipo de evento nocivo de 92% (Guest *et al.*, 2008).



Figura 19. Diferente tipo de máscaras de pressão positiva contínua das vias aéreas (CPAP). (Retirado de Lynch *et al.*, 2005)

No entanto, apesar de ser um tratamento não invasivo e da sua eficácia no tratamento da SAOS estar comprovada, a taxa de adesão a este tratamento é relativamente baixa. Os efeitos colaterais do CPAP incluem congestão e ressecamento nasal, desconforto na máscara, conjuntivite, irritação da pele, claustrofobia, desconforto causado pelo ruído constante produzido pelo dispositivo, dificuldade para expirar, desconforto no peito e intolerância do parceiro de cama. A congestão nasal e a intolerância à máscara são as queixas mais comuns e os principais motivos que reduzem a adesão ao CPAP (Qureshi & Ballard, 2003).

2.7.3. Aparelhos Orais

Para os pacientes portadores de AOS que são intolerantes ou por opção preferem não utilizar a terapia de pressão positiva contínua das vias aéreas – CPAP - foi identificada uma modalidade alternativa de tratamento: os aparelhos orais.

De acordo com as diretrizes da Academia Americana de Medicina do Sono, estes aparelhos são indicados para o tratamento de casos leves a moderados de AOS.

Estes aparelhos podem ser divididos em três principais categorias, com base no seu modo de funcionamento. Os primeiros são os elevadores do palato moles, que tem como objetivo reduzir as vibrações do mesmo, elevando tanto o palato mole como a úvula.

Em segundo, os dispositivos de retenção da língua. Estes fazem uso de uma pressão de sucção para prender a língua numa posição para a frente durante o sono, evitando assim, que a língua obstrua a via aérea faríngea.

Na terceira categoria encontram-se os dispositivos orais que avançam a mandíbula e prendem a língua. Conhecidos como dispositivos de avanço mandibular (MAD), são o tipo mais comum de terapia com auxílio de aparelhos orais para terapia da AOS. O objetivo destes dispositivos é manter a permeabilidade das vias aéreas superiores durante o sono alterando a geometria das vias aéreas superiores e aumentando a pressão de oclusão faríngea. Existem, contudo, efeitos colaterais sendo estes leves e transitórios que são comumente relatados nos períodos iniciais da terapia. Os efeitos colaterais a curto prazo são desde a boca seca, salivação excessiva, desconforto dentário, sensibilidade muscular, dor na articulação temporomandibular, até às irritações nas gengivas.

A taxa de adesão, em contraste com as terapias de CPAP é bastante superior sendo em contrapartida inversamente proporcional a sua eficácia. Em geral, a eficácia terapêutica da terapia dos dispositivos de avanço mandibular é caracterizada por uma eficácia subótima favorecida por uma alta adesão por parte dos pacientes (Dijlts & Vanderveken, 2019).

2.7.4. Tratamentos Cirúrgicos

O tratamento cirúrgico para a AOS, ao contrário dos métodos descritos acima, não pretende eliminar apenas os sintomas, mas sim eliminar todos os fatores predisponentes desta doença. Estas técnicas cirúrgicas, visam uma terapêutica imediata e a longo prazo, promovendo o aumentando a área das vias aéreas superiores por meio da remoção de tecido envolvente.

Numerosos procedimentos cirúrgicos estão atualmente disponíveis, dividindo-se em 5 grandes grupos: cirurgias da boca garganta e traqueia, cirurgia da mandíbula, cirurgia da língua, cirurgias nasais e cirurgias de estimulação nervosa (Sher, 2002; Arnold *et al.*, 2017).

Não existe uma cirurgia que possa ser aplicada a todos os indivíduos com esta doença, pelo que a cirurgia ideal para cada um depende de vários fatores, como por exemplo, da sua anatomia e do motivo relacionado à obstrução das vias aéreas. Para isto, anteriormente à seleção do tipo de cirurgia, uma avaliação pré-cirúrgica tem de ser realizada por um médico especialista, podendo consistir numa nasofaringoscopia, ressonância magnética ou um raio-x.

2.7.4.1. Cirurgias da boca, garganta e traqueia

Como a AOS é uma doença que geralmente se caracteriza pela obstrução ou colapso das vias aéreas superiores, grande parte das cirurgias para tratar a apneia do sono envolvem intervenções cirúrgicas em partes da boca e da garganta (Sher *et al.*, 1996).

Como exemplo de algumas dessas cirurgias temos:

- Uvulopalatofaringoplastia, que consiste na remoção do palato mole e tecidos faríngeos redundantes, bem como da úvula, de modo a alargar a entrada orofaríngea. Embora esta intervenção cirúrgica possa melhorar significativamente a obstrução orofaríngea, apenas apresenta uma taxa de sucesso de, aproximadamente, 40%.
- Amigdalectomia, consiste na remoção das amígdalas. Este tratamento é bastante útil para adultos que apresentem AOS leve a moderada, e é o tratamento padrão para crianças que sofrem de AOS
- Traqueotomia é uma cirurgia de último recurso uma vez que é altamente invasiva, sendo apenas recomendada quando a vida do paciente está em risco. Esta cirurgia consiste em conectar um tubo diretamente à traqueia do paciente através de orifício no pescoço, passando então, a respiração a ser realizada pelo tubo, invés de pelo nariz e pela boca.

2.7.4.2. Cirurgias da mandíbula

Por vezes, o fator responsável pela doença é estrutural ou ósseo o que faz com que tenham de ser realizadas intervenções cirúrgicas diretamente no maxilar.

Um exemplo disso são as cirurgias de avanço maxilomandibular. Esta técnica é uma opção invasiva, mas potencialmente eficaz no tratamento da apneia obstrutiva do sono, conseguindo o alargamento das vias aéreas através da expansão física da estrutura do esqueleto facial. Estes avanços do maxilar e da mandíbula aumentam a tensão do tecido mole faríngeo, promovendo o aumento das dimensões da via aérea superior.

Um estudo realizado em 2010 demonstrou uma diminuição média do índice de IAH de 63,9 para 9,5 eventos/hora com uma taxa de sucesso cirúrgico de 86% e ainda uma taxa de cura dos indivíduos presentes no estudo de 43,2% (Holty & Guilleminault, 2010).

2.7.4.3. Cirurgias nasais

O nariz é responsável por mais de 50% da resistência total das vias aéreas superiores e desempenha um papel importante no estabelecimento de funções fisiológicas, tais como

a humidificação, o aquecimento e filtração do ar. Geralmente, durante o sono, a respiração é feita pelo nariz. Desta forma as cirurgias nasais podem ajudar a amenizar os bloqueios associados à AOS. No entanto, a eficácia das cirurgias nasais como forma de tratamento da AOS é muitas vezes contestada, uma vez que os estudos existentes produziram resultados mistos.

Embora, o efeito cirúrgico na qualidade e arquitetura do sono, no ronco e na AOS resulte numa melhoria, os eventos obstrutivos nem sempre são reduzidos durante o sono, o que faz com que a cirurgia nasal seja um complemento para a terapia de CPAP e a torne mais confortável e apetecível de utilizar (Choi *et al.*, 2011).

Entre os locais de maior resistência ao fluxo aéreo nasal estão a área da válvula nasal, septo e cornetos inferiores, o que faz com que a cirurgia ideal seja realizada dependendo do tipo de bloqueio presente. Algumas das cirurgias são:

- Rinoplastia, que consiste numa cirurgia que altera a formato do nariz;
- Septoplastia, um procedimento cujo objetivo é endireitar o septo, que é o osso e a cartilagem que divide as narinas;
- Cirurgia da válvula nasal, que promove a abertura da passagem nasal no ponto mais estreito;
- Cirurgia Turbinada para encolher ou remover estruturas ósseas do nariz, chamadas cornetos inferiores.

2.7.4.4. Cirurgias da língua

Quando o órgão responsável pela AOS é a língua, os médicos podem optar por outras cirurgias, como o avanço do músculo genioglosso ou cirurgias ao osso hioide (Goh *et al.*, 2019).

Como já exposto anteriormente, o músculo genioglosso é o músculo que projeta a língua para a frente, no entanto por vezes é o responsável pela obstrução das vias aéreas.

A cirurgia de avanço do genioglosso, também conhecida por cirurgia de avanço da base da língua, envolve mover cirurgicamente este músculo para a frente, de modo a evitar que o mesmo interfira negativamente na respiração noturna.

O osso hioide por sua vez também pode sofrer uma cirurgia uma vez que este está ligado diretamente aos músculos da língua. A cirurgia de suspensão do hioide envolve mover este osso de forma a mover-se também a língua, abrindo conseqüentemente as vias aéreas. Esta cirurgia é menos útil e eficaz que o avanço do genioglosso tendo uma taxa de sucesso de apenas 17%. Recentemente, tem-se visto que esta cirurgia pode ser tornar-se útil, combinada com outras (Tantawy *et al.*, 2018).

2.7.4.5. Cirurgias de estimulação nervosa

Quando as técnicas de tratamento mais convencionais não são bem aceitas pelo paciente ou são insuficientes, uma terapia que pode ser utilizada é a estimulação direta do nervo hipoglosso. Esta estimulação tem o objetivo de aumentar o tônus muscular faríngeo de maneira a evitar o colapso das vias aéreas.

Uma meta-análise de estudos relacionados com a estimulação do nervo hipoglosso relata que em 16 estudos, contendo 381 pacientes o IAH médio aos 12 meses de tratamento foi reduzido em 21.1 associada a uma melhoria da oxigenação (Kompelli *et al.*, 2019).

Com o desenvolvimento da tecnologia atual, três dispositivos de estimulação das vias aéreas superiores estão atualmente disponíveis para o tratamento da apneia obstrutiva do sono. Embora um pouco diferentes no seu design, cada um destes implantes estimula eletricamente o nervo hipoglosso. Essa estimulação produz a contração do músculo genioglosso, puxando a língua para frente de forma a abrir as vias aéreas.

2.7.4.5.1. Sistema *Inspire*

O sistema *Inspire* é o dispositivo de estimulação das vias aéreas superiores mais utilizado, com aprovação da *Food and Drug Administration* (FDA) dos Estados Unidos da América.

Este sistema é composto por um eletrodo de estimulação, um eletrodo de detecção e um gerador de pulso implantável, tal como observado na Figura 20. Em conjunto, tem a capacidade de detetar os padrões de respiração e fornecer estimulação ao nervo hipoglosso de forma síncrona com a inspiração.

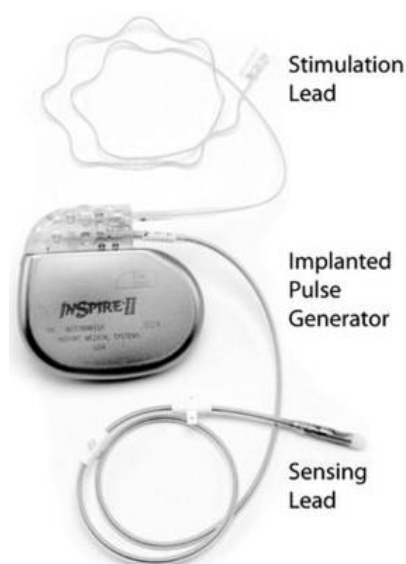


Figura 20. Dispositivo de estimulação das vias aéreas Inspire. Os componentes implantados consistem num eletrodo de estimulação, um eletrodo de detecção e um gerador de pulsos implantável. (Retirado de Maurer *et al.*, 2012)

O elétrodo de detecção é no fundo um sensor de pressão diferencial que deteta os ciclos respiratórios através das variações de pressão. A forma da onda de pressão é transmitida para o gerador de pulsos, que por sua vez aciona uma terapia de estimulação sincronizada com a respiração. Este deve ser implantado na quarta região intercostal, com o lado do sensor voltado para o pulmão, mais propriamente a pleura.

O elétrodo de estimulação é constituído por um manguito onde estão alojados três elétrodos que podem ser configurados em várias configurações tanto unipolares como bipolares para estimulação das vias aéreas superiores. Este, também deve ser implantado cirurgicamente em contacto com o ramo do nervo hipoglosso.

O gerador de pulsos implantável contém um algoritmo que faz com que a estimulação do nervo hipoglosso esteja em sincronia com os sinais respiratórios provenientes do elétrodo de detecção. Os parâmetros deste algoritmo podem ser alterados e ajustados consoante as necessidades dos pacientes. Uma terceira incisão é necessária para implantar este dispositivo, ficando alojado 2 a 4 cm a baixo da clavícula direita, como mostra a Figura 21 (Maurer *et al.*, 2012; Strollo *et al.*, 2014).

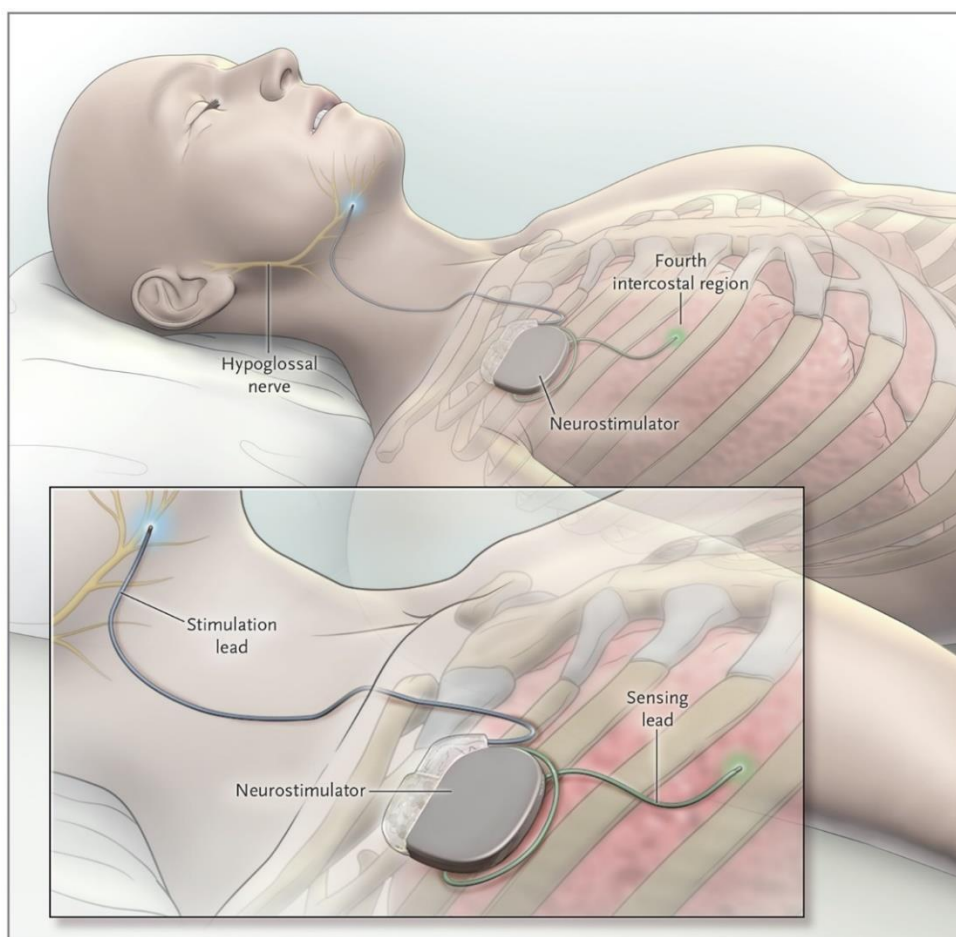


Figura 21. Representação do sistema de estimulação das vias aéreas superiores Inspire implantado, um sistema que estimula o nervo Hipoglosso a fim de tratar a apneia obstrutiva do sono. (Retirado de Strollo *et al.*, 2014)

Embora traga vantagens para a terapia da AOS, este dispositivo também acarreta muitas desvantagens. Para além de apresentar como principal desvantagem o facto de ser invasivo e necessitar de cirurgias para ser implantado, também contém inconvenientes para os pacientes, como o facto de não ser aconselhável para pessoas com apneia central ou mista sendo apenas para terapia de pacientes que sofrem de apneia obstrutiva do sono. Outra desvantagem é a sua bateria, embora a vida útil seja bastante grande, mais cedo ou mais tarde irá esgotar-se, o que acarreta uma nova cirurgia para mudar o componente.

Pacientes que tenham este dispositivo implantado também têm como desvantagem o facto de não poderem fazer nenhum exame de ressonância magnética devido ao elevado risco de danos ao dispositivo ou ao tecido envolvente. Por fim, o custo deste tratamento é bastante alto em comparação com terapias mais convencionais como CPAP, não estando ao alcance de todos os doentes e os seus efeitos para a saúde a longo prazo ainda não são devidamente conhecidos.

2.7.4.5.2. Sistema ‘Aura 6000’

Outro dispositivo que visa estimular eletricamente os músculos das vias aéreas superiores é o sistema ‘Aura 6000’ produzido pela empresa LivaNova. Este é indicado para pessoas com SAOS moderada a grave que não tolerem as terapias de CPAP e que tenha recusado terapias alternativas, como os aparelhos orais ou tratamentos comportamentais.

Este sistema também é conhecido pelo Pacemaker da língua com a diferença que ao invés de enviar impulsos ao coração envia aos músculos da língua.

O sistema é composto por dois componentes implantáveis: um gerador de pulso implantável (GPI) e um sistema de multi-eléctrodos para estimulação, em que ambos devem ser aplicados através de cirurgia, como esquematizado na Figura 22.

O GPI, tem um tamanho de cerca de 11,5 cm³ e fica implantado na região intraclavicular numa bolsa subcutânea no peito do paciente e está ligado aos eléctrodos de estimulação, através de um fio condutor colocado subcutaneamente. Também conta com uma bateria embutida que deve ser recargada transcutaneamente com um carregador externo que deve ser colocado sobre o IPG com o auxílio de 2 ímanes.

Este dispositivo tem ainda um registo de memória integrada para recolha de dados sobre tempos de utilização.

O sistema de estimulação é composto por seis eléctrodos independentes envoltos numa manga de silicone e implantados próximos do nervo hipoglosso. Este sistema de 6 eléctrodos permite fazer uma estimulação contínua e altamente seletiva, que ativa alternadamente diferentes músculos. Desta forma, enquanto determinadas unidades

motoras recuperam, outras são estimuladas, evitando assim, a ocorrência de fadiga muscular e aproximando-se mais da fisiologia normal (Zaidi *et al.*, 2013).

Ao contrário do sistema *Inspire*, o sistema 'Aura 600' não possui nenhum eletrodo ou sensor de respiração o que faz com que a estimulação ocorra sucessivamente tanto durante a inspiração como na expiração (Friedman *et al.*, 2016; Sommer & Hörmann, 2017).

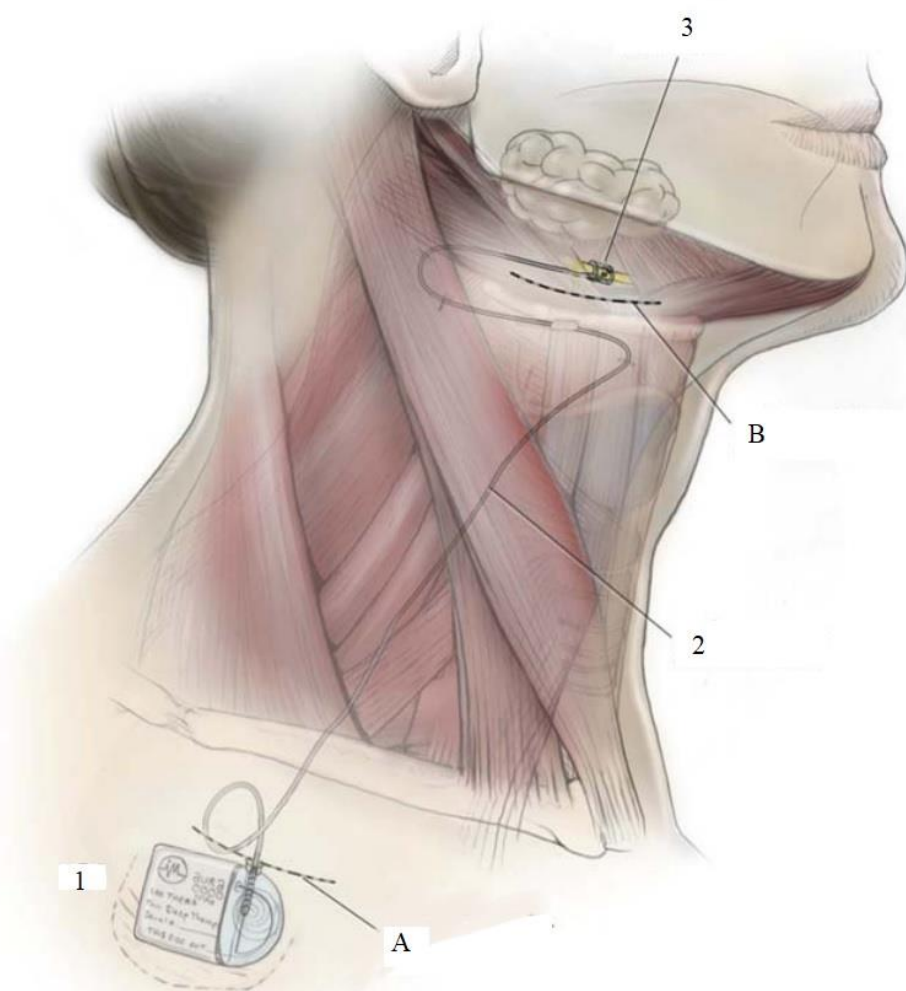


Figura 22. Representação do sistema 'Aura 6000', onde as letras A e B representam a incisão submandibular e a incisão intraclavicular respectivamente; 1) representa o gerador de pulsos implantável que fornece energia e controlo do sistema; 2) fio condutor que liga o GPI ao sistema de estimulação; 3) representa o sistema de estimulação composto por 6 eletrodos que permitem fazer uma estimulação contínua e seletiva. (Adaptado de Friedman *et al.*, 2016)

Apesar dos estudos comprovarem a eficácia do sistema, este também acarreta riscos e contras. Os principais riscos advêm da cirurgia e da recuperação em si, pois podem ocorrer infeções ou o próprio corpo pode rejeitar o tratamento. Outra desvantagem provém do facto deste sistema não ter nenhuma forma de adquirir dados e dos processar de modo a fazer uma terapia mais precisa e adaptada a cada paciente, devido ao facto de não possuir sensores.

Possuir uma bateria interna faz com que também traga uma grande desvantagem e incômodo, visto que essa bateria tem de ser recarregada com um dispositivo externo fixado no peito do paciente, diariamente e por um período de 1h. Além disso, o dispositivo tem de ser ligado e desligado remotamente, e diariamente pelo paciente, caso ele se esqueça corre o risco de por um lado continuar com a terapia durante as horas que está acordado ou por outro não haver qualquer tipo de terapia visto que o equipamento está desligado.

2.7.4.5.3. O Sistema *Genio*

O sistema *Genio* é o mais recente e inovador dispositivo implantável para tratamento da AOS a receber aprovação da FDA.

Este consiste num estimulador implantável constituído por dois elétrodos estimuladores pareados, divididos entre si e conectados a uma antena recetora envolta numa camada de silicone de maneira a proteger a antena e os circuitos. Os dois conjuntos de elétrodos estão localizados em duas pernas flexíveis, que desta forma permitem uma anatomia neural variável e um movimento do músculo genioglosso sem obstrução.

O estimulador implantável precisa de ser colocado no paciente através de cirurgia médica na região submentoniana (por baixo do queixo), posicionando o dispositivo sobre os músculos genioglosso com os elétrodos estimuladores próximos aos ramos direito e esquerdo do nervo hipoglosso. Este estimulador implantável é o único componente que necessita de cirurgia para ser colocado em todo o sistema *Genio* e é um dispositivo passivo pois não contém bateria.

De modo a estimular os músculos, a unidade de estimulação implantada recebe pulsos de energia transmitidos transdermicamente através de uma unidade/chip de ativação externa que o paciente coloca sob o queixo antes de dormir. O chip de ativação é preso ao adesivo descartável que, todas as manhãs, o paciente deve deitar fora e colocar o chip a recarregar. A energia que alimenta todo o sistema *Genio* situa-se na unidade de ativação, tendo uma bateria com energia suficiente para ativar o estimulador implantável durante uma noite, como pode ser observado na Figura 23.

O chip de ativação contém os parâmetros de estimulação específicos para cada paciente, sendo estes pré-programados e ajustados sem fio. De modo que os parâmetros de estimulação sejam otimizados de forma que não acordem o paciente e a permeabilidade das vias aéreas superiores seja mantida, os estudos de Polissonografia (PSG) são essenciais. Os parâmetros programáveis são: o comprimento de pulso, a sua frequência e amplitude e o tempo de estimulação *on* e *off*.

O dispositivo é uma fonte de tensão constante com intensidade de estimulação controlada principalmente pela amplitude de pulso, representada pela quantidade máxima

de energia que pode ser aplicada ao músculo pelo estimulador implantável considerando a impedância entre os elétrodos e os músculos.

O sistema *Genio* difere favoravelmente dos dois dispositivos falados anteriormente - *Inspire* e 'Aura 6000' - pois o último apresentado não necessita de fios de conexão entre os elétrodos do sensor e o gerador de pulso, sendo apenas necessária uma pequena incisão para o seu implante. Além disso, a estimulação é aplicada bilateralmente sendo controlada por uma unidade externa que ativa e controla o neuroestimulador (Eastwood *et al.*, 2020; Lewis *et al.*, 2019).

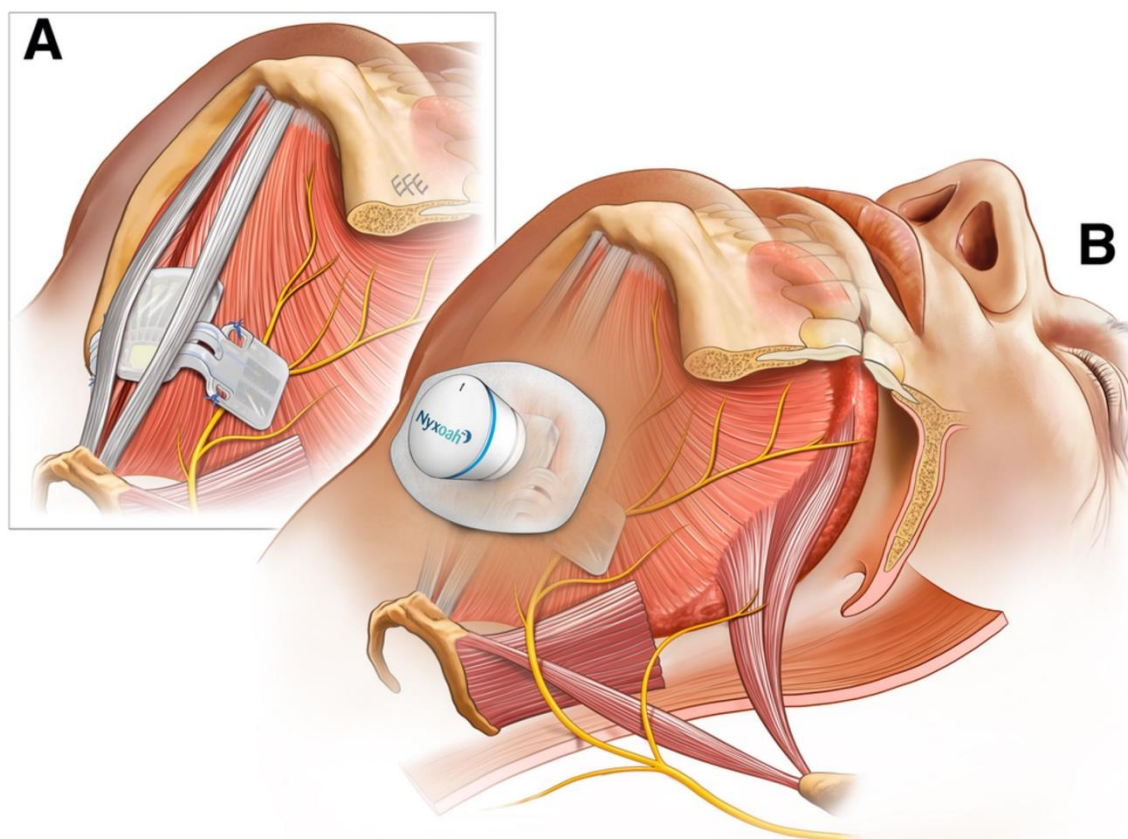


Figura 23. Sistema de neuroestimulação Genio onde a figura A) representa o estimulador implantável, que possui dois conjuntos de elétrodos posicionados sobre o músculo genioglossos; B) representa o chip de ativação responsável pela ativação e controle do neuroestimulador, colado a um adesivo descartável e colocado sob o queixo. (Retirado de Lewis et al., 2019)

No geral, as principais vantagens deste sistema passam pela dissociação do estimulador implantável da sua unidade de energia e controle, podendo melhorar o conforto e facilidade de uso. É ainda mais discreto comparado com as soluções mais convencionais como o CPAP, e aceita mais facilmente pelo paciente em relação a outras cirurgias e dispositivos pois necessita apenas de uma incisão.

A principal desvantagem continua a prender-se com o facto de ser uma solução invasiva e de ser uma terapêutica pré-programada, não atuando da melhor forma caso alguns dos parâmetros físicos ou fisiológicos do doente se alterarem.

2.8. Eletromiografia

O cérebro humano lida com uma grande diversidade de demandas e restrições internas e externas, que incluem a regulação da força que chega aos músculos, para movimentos precisos tais como gestos, movimentos que exijam mais força física, postura ereta e locomoção. Os músculos e o sistema nervoso estão intimamente ligados, uma vez que é através deste sistema que os comandos de controlo provenientes do cérebro chegam até aos músculos.

O sistema nervoso central (SNC) é organizado de uma forma hierárquica, começando o movimento consciente de um músculo no córtex pré-motor, onde ocorre a ‘programação’ do movimento. Esse estímulo já programado segue através dos gânglios basais, cerebelo entre outras estruturas que modificam, melhoram, regulam e aumentam a precisão do movimento convergindo no córtex motor primário onde os vários neurónios que o compõem são excitados ou inibidos.

Seguidamente, o impulso percorre a medula espinal até ao músculo correspondente, de forma a continuar a sua propagação até às fibras musculares através dos neurónios motores. Uma vez percorrido esse caminho, o sinal elétrico proveniente do cérebro, transforma-se num sinal químico, que provoca a contração muscular no músculo alvo do córtex.

O neurónio motor (NM) em conjunto com as fibras musculares que ele enerva, constituem uma *Motor Unit* (MU), em português Unidade Motora. O número de MUs por músculo, nos humanos, pode variar de cerca de 100 MUs para um pequeno músculo da mão até 1000 unidades motoras para um músculo de um grande membro como por exemplo um bicep.

A grande variação das propriedades morfológicas e eletrofisiológicas de um neurónio motor compreendido num conjunto de NMs é igualada por uma gama igualmente ampla nas propriedades fisiológicas das fibras musculares enervadas (Casale *et al.*, 2004).

O músculo é um tecido constantemente banhado num meio iónico. Como todas as células do corpo humano é rodeado por uma membrana chamada ‘Sarcolemma’ que tem cerca de 75 Angstroms¹² (Å) de espessura.

¹² Angstroms é uma unidade de medida de comprimento equivalente a 10⁻¹⁰m, ou 0,1 nanómetros.

Em alguns locais, os túbulos transversais (túbulos T) correm longitudinalmente, conectando-se a outros túbulos T e à rede do retículo sarcoplasmático¹³. Os túbulos T são importantes estruturas que servem para transportar os Potenciais de Ação (PA) em profundidade e transversalmente de modo a ativar completamente todas as partes das fibras musculares.

Em condições de repouso existe uma tensão através de uma membrana de tal forma que o interior da fibra fica em torno de -90mV em relação ao exterior. Este gradiente de tensão é produzido pela diferença de concentrações iônicas de sódio (Na⁺), potássio (K⁺) e cloreto (Cl⁻) entre o interior e exterior da célula.

Nas mesmas condições, a concentração de Na⁺ é maior no exterior da membrana e relativamente inferior dentro da fibra. O oposto ocorre com a concentração de k⁺ que é inferior, no interior da membrana e relativamente superior no interior da fibra muscular. A esta condição dá-se o nome de Potencial de Repouso.

Quando o tecido muscular está excitado, a fibra muscular despolariza-se. Quando esta despolarização ocorre em pelo menos 10mV o potencial da membrana reage de uma forma previsível, produzindo uma resposta denominada 'Potencial de Ação da Fibra Muscular' ou resumidamente Potencial de Ação (PA). Este PA gerado percorre a fibra muscular em ambas as direções fazendo, primeiramente, com que a permeabilidade do sódio da membrana aumente permitindo que os iões de Na⁺ entrem no tecido.

Se essa despolarização for suficientemente alta e o limiar de 65mV for atingido, os canais de Sódio abrem-se, deixando-o entrar na célula, invertendo momentaneamente a polaridade para cerca de 10mV positivos.

À medida que a permeabilidade de Na⁺ da membrana diminui, aumenta a permeabilidade da membrana ao potássio, permitindo que os iões k⁺ atravessem a membrana para o seu exterior. Neste ponto, a situação é oposta à anterior, sendo esta saída de k⁺ que acaba por resultar no retorno da membrana ao seu estado de repouso, como mostra a Figura 24 (Kamen & Gabriel, 2010).

¹³ O reticulo sarcoplasmático é o maior sistema de membranas de uma célula, constituindo aproximadamente metade do volume total da mesma, é o local especializado no armazenamento de iões de cálcio, que quando são libertados para o citoplasma dá-se a contração muscular.

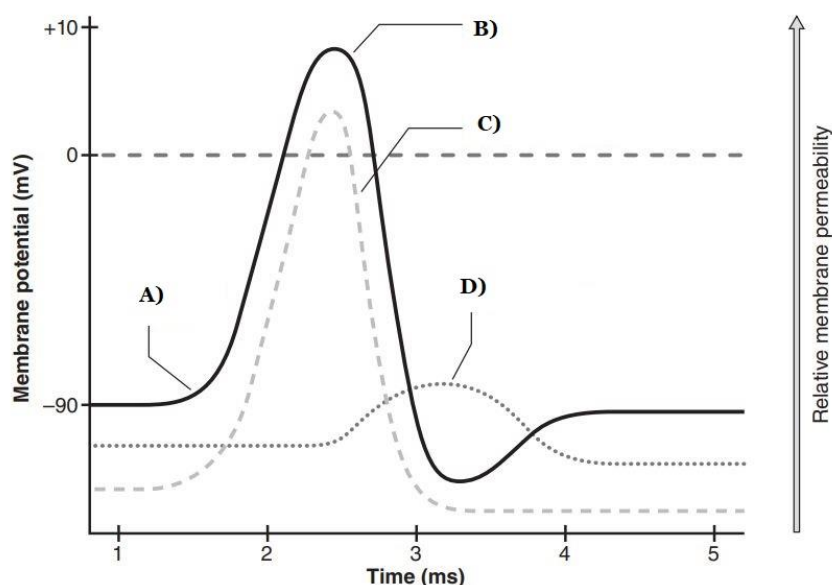


Figura 24. Representação do Potencial de Ação da Fibra Muscular (B). Tem início com a membrana em estado de repouso com uma tensão em torno de -90mV . Em seguida a despolarização acontece e os canais de Na^+ abrem (A), se o limiar for atingido o potencial da membrana aumenta até 10mV (B). durante este período os canais de Na^+ fecham e a fibra não consegue produzir mais PA. A permeabilidade da membrana a Na^+ diminui (C), aumentando a permeabilidade de K^+ (D) o que faz com que haja uma repolarização e a membrana volte ao seu estado de repouso. (Adaptada de Kamen & Gabriel, 2010)

A forma como a atividade muscular se relaciona com os sinais EMG, é bastante clara, no entanto há ainda fatores que interferem e modificam a força exercida pelos músculos. Esses fatores alteram a frequência e o número de ativações de unidade motoras afetando por consequente a soma algébrica dos potenciais de ação das mesma, que compõem os sinais de eletromiografia.

Uma resposta para a necessidade de aumentar a força muscular é conhecida como recrutamento de unidade motoras, que consiste na ativação de mais neurónios motores. A tarefa de recrutar mais unidades motoras e fazer a seleção de quais recrutar, para ações que exijam um nível de força reduzido ou moderada, pode ser uma tarefa bastante árdua para o sistema nervoso. Felizmente, existe uma sequência organizacional bem descrita para determinar quais unidades motoras devem ser ativadas. Quase sistemicamente, as unidades motoras são recrutadas aumentando o seu tamanho. As unidades motoras menores são recrutadas primeiramente e as unidades maiores são recrutadas de acordo com as demandas crescentes de força. O número de unidades motoras recrutadas tem um grande impacto na eletromiografia, pois mais unidades motoras significa maior amplitude na EMG.

Devido à propriedade de sobreposição de campos elétricos, um elétrodo inserido na superfície da pele, mede a soma espacial e temporal de todos os potenciais de ação contribuídos por todas as unidades motoras recrutadas dentro da 'esfera de escuta', como é mostrado na Figura 25. O resultado é um padrão complexo de potenciais elétricos a qual se

dá o nome de sinal composto EMG (Stashuk, 2001), podendo ser calculado através da seguinte Equação 1:

$$EMG(t) = \sum_{j=1}^{Nm} MUAP(t) + n(t) \quad (1)$$

Onde:

MUAP são os potenciais de ação das unidades motoras;

Nm é o número de unidades motoras ativas;

n(t) é o ruído de fundo de instrumentação;

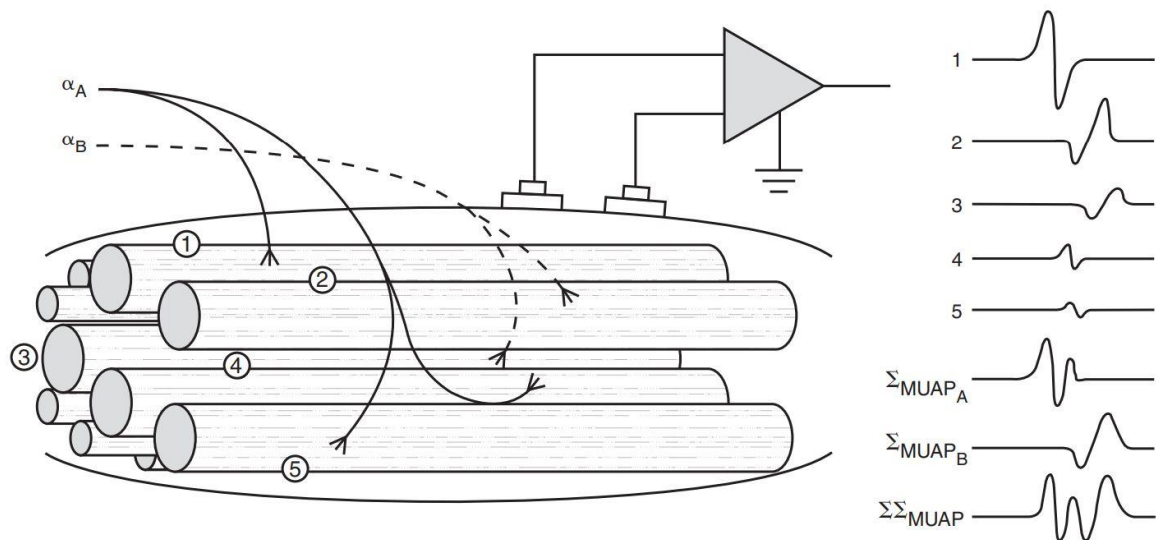


Figura 25. Imagem representa a Eletromiografia de superfície que é composta pelas somas algébricas dos potenciais de ação de todas as unidades motoras. O processo começa com a formação de potenciais de ação dos neurónios motores. Estes potenciais de ação chegam as fibras do músculo que resultam na formação de potenciais de ação das fibras musculares. A soma dos potenciais de ação de cada fibra muscular produz um potencial de ação de unidade motora que pode ser lido através de elétrodos apropriados e amplificado. (retirada de Kamen & Gabriel, 2010)

Um meio alternativo para aumentar a força muscular é aumentar a frequência com que unidades motoras são ativadas, esta técnica tem o nome de codificação de taxa ou taxa de disparo. As unidades motoras têm uma taxa mínima de disparo de cerca de 5 a 10 impulsos por segundo, no entanto, à medida que a demanda por mais força aumenta a taxa de disparo também aumenta, podendo exceder os 60 impulsos por segundo em alguns músculos. Como cada MUAP contribui para o sinal de EMG, quanto maior for a frequência do neurónio motor, maior será a amplitude do Eletromiograma.

No entanto existem outros fatores, para além da ativação de unidades motoras e do aumento das taxas de disparo, que afetam a amplitude do EMG, tais como a fadiga, a temperatura e o tamanho do músculo, entre outros (Kamen & Gabriel, 2010).

2.9. Eléttodos de Superfície

As medições de biopotenciais, incluindo a eletromiografia, desempenham um papel fundamental na investigação médica, sendo essenciais para o estudo, prevenção estratégica, diagnóstico precoce e terapia de doenças neurológicas e neuromusculares.

Além dos estudos biomédicos e fisiológicos básicos, o EMG fornece informações adicionais cruciais sobre a função nervosa e muscular não acessíveis através de outros exames, sendo uma ferramenta para a investigação médica aplicada na fisioterapia, na reabilitação e ciência desportiva (Rodrigues *et al.*, 2020).

A eletromiografia de superfície (sEMG) é um método de EMG não invasivo que utiliza eléctrodos aplicados à superfície do corpo, permitindo tanto o estudo das funções musculares, como o mapeamento das interações nervo-músculo durante movimentos complexos.

Como descrito anteriormente, o sinal de EMG pode ser obtido através de eléctrodos de profundidade, eléctrodos subcutâneos e, os de maior importância para este trabalho, os eléctrodos de superfície.

Um eléctrodo de superfície pode ser definido como um sensor da atividade elétrica do músculo ou um transdutor da corrente iónica que flui nos tecidos, sendo caracterizado pela sua forma, dimensão, tecnologia e materiais que o constituem. São concebidos para obter seletivamente os sinais EMG, ao mesmo tempo que minimizam os artefactos e a captação de ruído ambiental. Considerando os materiais e tecnologias, adotadas no seu fabrico, os eléctrodos de superfície bifurcam-se entre eléctrodos secos e eléctrodos não-secos ou húmidos.

Existem vários tipos de eléctrodos secos, como por exemplo: eléctrodos de pino ou barra, feitos a partir de matérias nobres como ouro, prata ou platina; eléctrodos de carbono; eléctrodos de prata sintetizada ou cloreto de prata.

Por outro lado, os eléctrodos húmidos, consistem em todos aqueles que incluem uma camada de gel condutor, hidrogel ou uma esponja saturada com uma solução eletrolítica, sendo frequentemente autoadesivos pelo que podem ser aplicados facilmente.

Outra possível qualificação dos eléctrodos de sEMG, prende-se com o seu comportamento eletroquímico, dividindo-se entre eléctrodos polarizáveis e não-polarizáveis. Os eléctrodos polarizáveis caracterizam-se por um forte comportamento

capacitivo devido a uma dupla camada de cargas na interface metal-eletrólito. Quando uma tensão é aplicada, não há fluxo real de carga na interface eletrodo-pele, mas sim uma alteração de distribuição da carga associada a uma corrente de deslocamento fazendo com que eletrodos de ouro ou platina se aproximem do comportamento ideal para um eletrodo polarizável. Desta forma, estes eletrodos, não são adequados para leitura de sinais sEMG uma vez que um movimento da superfície metálica do eletrodo em relação à solução eletrolítica ou à pele pode induzir uma mudança no potencial de superfície, o chamado artefacto de movimento.

Pelo contrário, os eletrodos não polarizáveis, permitem um fluxo livre de carga através da interface eletrodo-pele uma vez que se caracterizam por um comportamento maioritariamente ohmico¹⁴ (Merletti *et al.*, 2009).

Outra das formas para classificar e selecionar os eletrodos é através do material de que são feitos. Os três tipos de eletrodos mais utilizados são apresentados abaixo e estão representados na Figura 26.

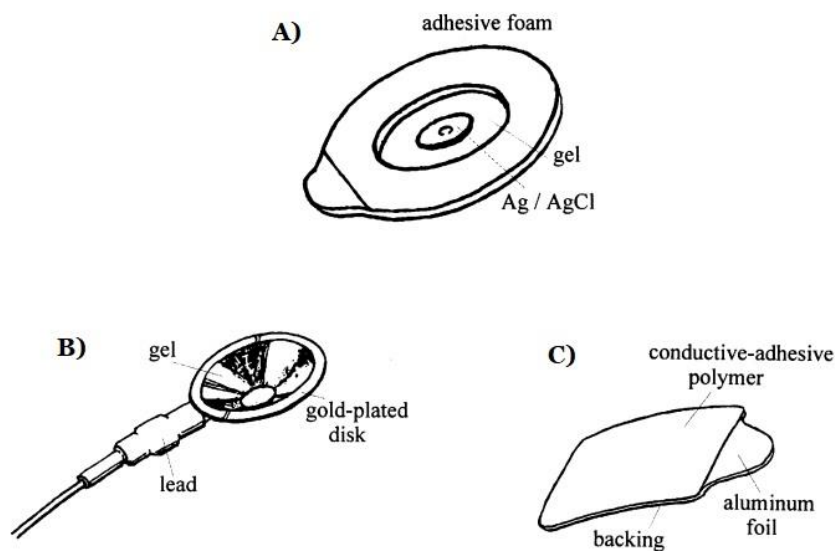


Figura 26. Representação dos três tipos de eletrodos mais utilizados, (A) representa Eletrodos de Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl); (B) Eletrodos de Ouro; (C) Eletrodos de Polímero Condutor. (adaptada de Thakor, 1999)

- Eletrodos de Prata/Cloreto de Prata (Ag/AgCl) – Estes são eletrodos de alta qualidade constituídos por um metal altamente condutivo, a Prata (Ag), em conjunto com um sal binário formado por prata e cloro, o Cloreto de Prata (AgCl) que é conectado ao corpo humano através de um gel eletrolítico. Esta fusão da Ag com o AgCl é concebida para produzir potenciais de junção mais baixo e mais

¹⁴ Diz-se que um material ou dispositivo tem um comportamento ohmico se a corrente que flui através dele for diretamente proporcional à diferença de potencial que passa através da resistência.

estáveis. Estes potenciais são o resultado das diferentes interfaces eletrolíticas, sendo uma das principais fontes de artefactos de movimento nos eléctrodos. Tipicamente, o gel eletrolítico, é constituído à base de sódio ou cloreto de potássio o que resulta numa boa condutividade e num baixo potencial de junção. O contacto eléctrodo-pele aquando da utilização destes eléctrodos tem uma impedância quase resistiva significando que quando comparado com outros metais, tem uma componente capacitiva quase nula não havendo, portanto, efeitos filtrantes na banda de frequências da eletromiografia (Thakor, 1999).

- Eléctrodos de Ouro – os eléctrodos revestidos a ouro são normalmente utilizados nos exames EEG. Estes têm a grande vantagem de terem alta condutividade e inércia, que é o ideal para eléctrodos reutilizáveis, sendo concebidos de modo a poderem ser fixados com segurança no couro cabeludo do paciente. O formato deste eléctrodo é todo ele moldado por forma a fazer um espaço côncavo, onde pode ser colocado gel eletrolítico através de um orifício no topo do eléctrodo. Estes eléctrodos mantêm uma baixa impedância, são inertes e reutilizáveis, sendo bons para gravações de curto prazo. Apesar de serem utilizados no exame de Eletroencefalograma, eléctrodos de ouro também podem ser utilizados durante o exame de EMG. As desvantagens da sua utilização, em vez dos eléctrodos falados anteriormente (Ag/AgCl), incluem maiores despesas uma vez que estes eléctrodos são mais caros, maiores potenciais de junção e conseqüentemente maior susceptibilidade a artefactos de movimento (Thakor, 1999).
- Eléctrodos de Polímero Condutor – muitas vezes é necessário construir um eléctrodo, a partir de um material que seja em simultâneo condutor e adesivo, sendo que certos materiais poliméricos têm propriedades adesivas quando lhe são adicionados iões metálicos monovalentes, estes materiais podem tornar-se condutores. Uma vez tornado condutor, a esse polímero é adicionado um suporte metálico feito de prata ou de folha de alumínio, de maneira a permitir a leitura através de equipamentos externos. Estes eléctrodos não necessitam de nenhum adesivo adicional para serem fixados nem de nenhum gel eletrolítico, contudo, tem uma resistividade relativamente superior aos eléctrodos metálicos, o que cria uma maior probabilidade de gerar artefactos. Essa resistividade superior faz com que estes eléctrodos não sejam para medições precisas, e os potenciais gerados na interface eléctrodo-pele são facilmente perturbados pelo movimento. No entanto, oferece uma solução relativamente barata para o registo de biopotenciais quando o movimento do indivíduo for mínimo e o nível do sinal for elevado (Thakor, 1999).

3. Métodos e Materiais

Após a descrição sobre o que é a Apneia Obstrutiva do Sono, como funciona e como a prever e prevenir, o conceito da ideia surgiu.

No terceiro capítulo desta dissertação, são abordados os materiais selecionados para desenvolver o dispositivo, assim como algumas técnicas e plataformas às quais foi necessário recorrer para a elaboração do mesmo.

3.1. Arduíno Uno

O Arduíno Uno é o mais recente membro da família de placas Arduíno, sendo o modelo referência para a plataforma Arduíno. O Arduíno Uno é um microcontrolador baseado no Atmega328 16 MHz, pertence ao microcontrolador de 8-bits da família Atmel, com uma arquitetura RISC (Thothadri, 2021).

Conta com 14 pinos de entrada/saída, dos quais 6 podem ser utilizados como saídas de modulação de largura de pulso (PWM - Pulse Width Modulation), 6 entradas analógicas, uma entrada jack para alimentação e uma entrada USB, como mostra a Figura 27.



Figura 27. Arduíno Uno (retirada de <https://datasheet.octopart.com/A000066-Arduino-datasheet-38879526.pdf>, disponível a 28/08/2022)

É programado utilizando a sua própria linguagem baseada na linguagem de programação de alto nível *Processing*, que é semelhante ao C++ ou com linguagens derivadas do C e C++, através do Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE –

Integrated Development Environment) do Arduino. Esta placa suporta baixo consumo de energia, grandes bibliotecas e enorme documentação visto que é dos microcontroladores mais utilizados.

Esta placa pode ser alimentada de três maneiras distintas: por USB, por alimentação externa ou através dos pinos Gnd e VIN, sendo que pode operar com alimentação externa de 6 a 20V, contudo a faixa recomendada é 7 a 12V (Arduino UNO, n.d).

3.1.1. Arduíno IDE

O Ambiente de Desenvolvimento Integrado do Arduíno (IDE) é um software de código aberto usado, principalmente, para escrever e compilar o código diretamente no módulo Arduíno. Este está disponível para todos os sistemas operativos e vem com funções e comandos que desempenham um papel vital para a programação, tais como editar, compilar e fazer o *Debug* do código, oferecendo grande suporte a linguagens como C e C++.

O IDE do Arduíno possui ainda duas potentes ferramentas, o *Monitor Serial* e o *Plotter Serial*, demonstrados na Figura 28.

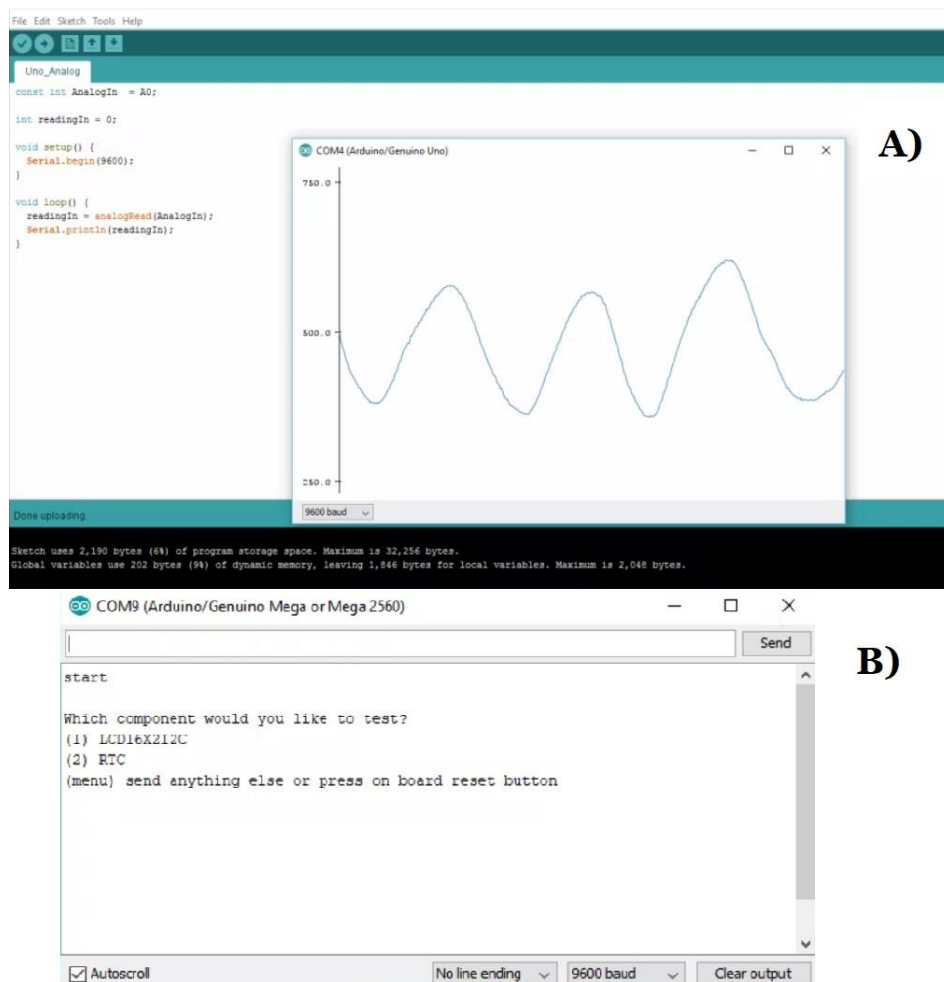


Figura 28. Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) do Arduino, mostrando em (A) a ferramenta Plotter Serial e em (B) o Monitor Serial.

O *Monitor Serial* é utilizado principalmente para interagir com a placa Arduino, através de um computador, sendo um excelente aliado para a monitorização e *Debug* em tempo real.

O *Plotter Serial* por sua vez permite gerar gráficos em tempo real dos dados provenientes da placa, permitindo a fácil análise e visualização dos mesmos (Fezari & al Dahoud, 2018).

3.2. Bluetooth BLE HM-10

A tecnologia *Bluetooth* foi desenvolvida por L. M. Ericson em 1994 e desde então está presente à nossa volta, e em muitos dispositivos que usamos no dia a dia (Zhang *et al.*, 2019).

Esta tecnologia foi concebida com o objetivo de unir dois mundos distintos - o da computação e o das comunicações ligando telemóveis a computadores. No entanto, a sua aplicação fulcral provou ser uma ligação áudio proveniente do telemóvel a um auricular colocado sobre a orelha. À medida que o tempo vai passando e a tecnologia evoluindo, mais utilidades lhe foram atribuídas, tais como transmissão de música, impressões sem fio, transferência de ficheiros, entre muitas mais. Quanto mais se diversificava as utilidades desta tecnologia, maior era a largura de banda que ela necessitava, e como consequência de tal facto com o passar do tempo, rádios cada vez mais rápidos tem sido adicionados ao ecossistema Bluetooth começando com taxas de transferência de 1 megabit por segundo, encontrando-se neste momento nas centenas de megabits por segundo.

Em contraposição, o *Bluetooth Low Energy*, geralmente referido como '*Bluetooth Smart*' ou 'BLE', tomou uma direção completamente diferente, em vez de aumentar a taxa de dados disponíveis, este foi otimizando os consumos de energia para um consumo ultrabaixo.

O *Bluetooth Low Energy* faz parte da '*Bluetooth Core Specification*' e é uma tecnologia sem fio projetada para ser usada em aplicações IoT, sendo lançada em 2010 (Zhang *et al.*, 2019).

O BLE surge da necessidade de reduzir o consumo de energia para aplicações onde o *Bluetooth* clássico não conseguia atender a esses requisitos energéticos, sendo o seu objetivo a comunicação de ultrabaixa potência com quantidades de dados mais baixas, ligações mais rápidas e tempos de inatividade maximizados. Em jeito de exemplo, o chip CC2541 consome, em média, 24 μ A enquanto este se encontra no estado conectado (Kamath & Lindh, 2019).

Os dispositivos BLE são caracterizados em dois grupos, *Master* e *Slave*, em português mestre e escravo respectivamente. O mestre é o que desempenha o papel principal, podendo conectar-se com o escravo, transmitindo-lhe informações. Já o escravo não pode comunicar diretamente necessitando de um mestre para essa tarefa.

Atualmente, o *Bluetooth Low Energy* tem sido amplamente adotado em vários tipos de aplicações de saúde e fitness, assim como algumas aplicações relacionadas com o desporto. Esta tecnologia tem o potencial de ser utilizado em diversos dispositivos, alimentado com pequenas baterias sendo uma opção viável para dispositivos médicos (Zeadally *et al.*, 2019).

O módulo *Bluetooth* HM-10, representado na Figura 29, é um módulo *Bluetooth* 4.0 que inclui um microcontrolador BLE. Este transmite a banda ISM de 2,4GHz como o *Bluetooth* clássico, com a vantagem de consumir consideravelmente menos energia, mais precisamente 9 mA quando está no estado ativo e 50-200 μ A em modo *sleep*, mantendo simultaneamente um eficaz alcance de comunicação.

Funciona com uma tensão ideal de 3,3V e pode receber dados em série via UART (*universal asynchronous receiver-transmitter*), e depois transmiti-los sem fios a um recetor BLE, ou receber dados sem fios através do protocolo BLE e depois transmiti-lo em série via UART, podendo ser configurado através de comandos-AT. Além disso existem 12 pinos de entrada/saída genéricos (GPIO - *General-purpose input/output*) sendo que apenas um é necessário para o LED de estado.

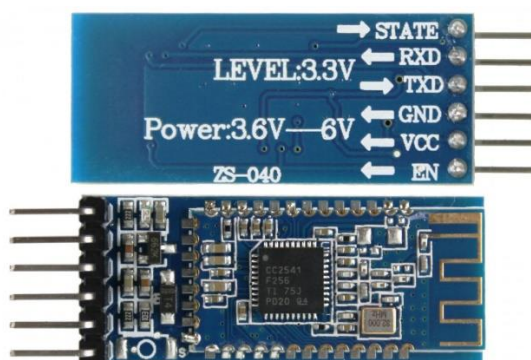


Figura 29. Módulo *Bluetooth* BLE HM-10

3.3. Microcontrolador ESP32

À medida que a tecnologia avança, novas ideias e implementações de projetos foram surgindo e um conceito em particular tomou forma, o IoT (*Internet of Things*).

*Internet of Things*¹⁵, de forma resumida, é um conceito que se refere à interconexão digital de objetos do cotidiano com a internet. Noutras palavras, a internet das coisas é nada mais que um conceito e um paradigma que considera a presença onnipresente de uma variedade de objetos que, através de uma ligação Wi-Fi ou por cabo, são capazes de interagir uns com os outros e cooperar entre si de forma a serem controlados remotamente, mas também se tornarem eles próprios em provedores de serviços (Patel *et al.*, 2016).

Assim sendo, quando se pensa numa implementação que leve de encontro ao conceito de IoT, o ESP32 é sempre um forte candidato e aliado para auxiliar nessa tarefa.

O ESP32 é um poderoso microcontrolador SoC (*System on Chip*), lançado em 2016 pela empresa Chinesa *Espressif Systems*. O ESP32 é o sucessor do ESP8266, que foi um microcontrolador revolucionário em 2014 quando foi lançado, com um design melhorado em vários aspetos. O ESP32 oferece a possibilidade de utilizar Bluetooth e BLE (*Bluetooth Low Energy*), assim como integra um transmissor Wi-Fi 802.11b/g/n HT40 permitindo que se conecte a uma rede Wi-Fi e interaja com ela assim como é possível configurar a sua própria rede, de forma a permitir que outros dispositivos se conectem a ela.

Possui um Microprocessador Tensilica Xtensa LX6 de 32 bits de um ou dois núcleos, com frequências de *clock* ajustáveis de 80 até 240 MHz e um total de 48 pins para diferentes usos.

É um sistema de baixo custo e baixa potência possuindo um coprocessador ULP (*Ultra Low Power*), o que permite a execução de conversões analógicas-digitais (ADC – *Analog-to-Digital Converter*), computação e *threshold levels*¹⁶ enquanto está em modo ‘*Deep Sleep*’ (sono profundo), ideal para aplicações alimentadas a bateria.

Foi concebido para alcançar o melhor desempenho tanto RF, como de potência, assim como uma grande robustez, versatilidade e fiabilidade numa grande variedade de aplicações com diferentes perfis de potência. Este chip possui ainda:

- 15 canais de ADCs de 12 bits, cuja faixa ADC pode ser modificada;
- 2 canais DAC (*Digital-to-Analog Converter*) de 8 bits com a finalidade de produzirem tensões analógicas verdadeiras;
- 10 sensores de toque capacitivo;
- 3 interfaces de comunicação série síncrona (SPI - *Serial Peripheral Interface*), uma interface I2C (*Inter-Integrated Circuit*) para conectar todos os tipos de sensores e ainda 2 interfaces I2S (*Inter-IC Sound*) para áudio digital;
- 25 saídas PWM.

¹⁵ Em português, Internet das coisas.

¹⁶ *Threshold levels* ou níveis limite, são a concentração ou quantidade de uma determinada condição abaixo da qual não podem ser detetadas, ou abaixo do qual não se espera um efeito adverso significativo. (Tradução livre adaptada de *Oxford Reference*. Disponível em: <https://www.oxfordreference.com/view/10.1093/oi/authority.20110803104449658>)

De modo a simplificar a utilização deste módulo foram lançados alguns kits de desenvolvimento entre os quais o ESP32 DevKitC, como mostra a Figura 30, que combina um tamanho reduzido (54,4mm x 27,9mm) e baixo preço com a facilidade de utilização com *breadboard*¹⁷. Como o ESP32 funciona com uma faixa de tensão de 2,2V a 3,6V, esta placa possui um regulador de tensão para a manter estável nos 3,3V, que é a tensão ideal para este microcontrolador fornecendo de forma confiável até 600 mA.

ESP32-DevKitC

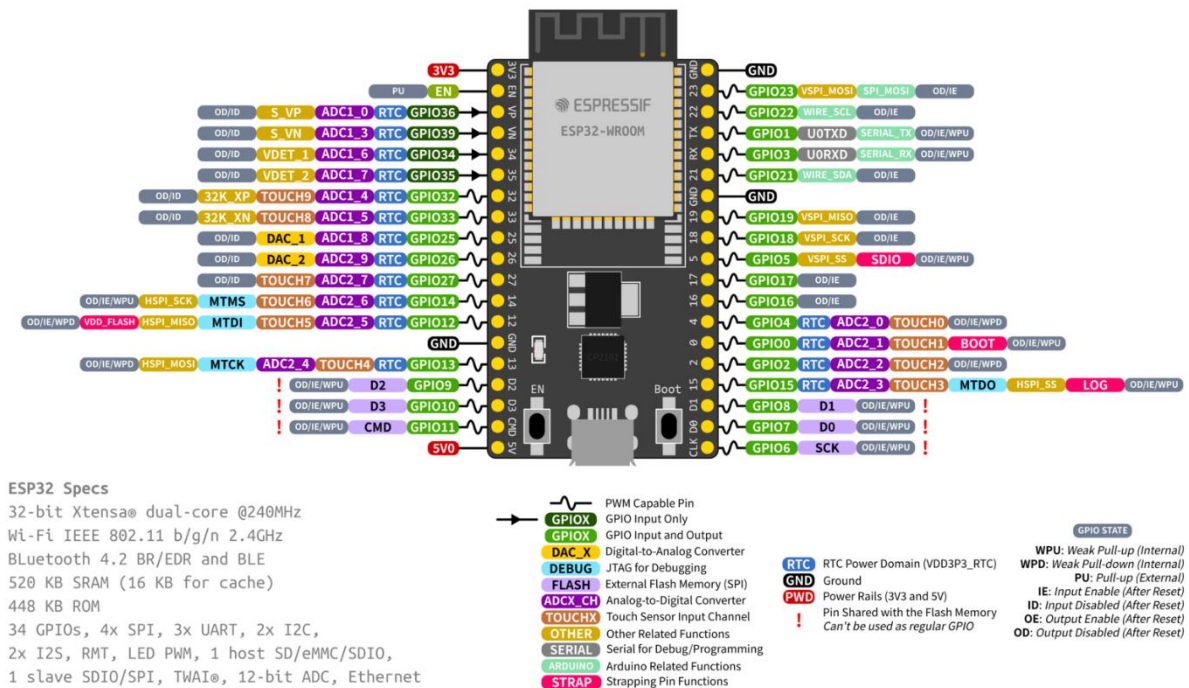


Figura 30. Imagem ilustrativa da placa de desenvolvimento ESP32-DevKitC, assim como a descrição do layout dos pinos de ligação. (retirada de <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/latest/esp32/hw-reference/esp32/get-started-devkitc.html>, disponível a 28/08/2022)

Graças ao seu nível avançado de controlo de energia, o ESP32 oferece cinco modos de energia configuráveis, que de acordo com a configuração deste chip pode alternar entre o modo ativo, o modo *Modem-Sleep*, o modo *Light-Sleep*, o modo *Deep-Sleep* e o modo de hibernação. O consumo de energia encontra-se resumido na Tabela 2.

¹⁷ *Breadboard* é uma placa de prototipagem e construção de circuitos, que permite que sejam colocados componentes eletrónicos e fazer conexões de modo a interligarem-se componentes, sem ser necessário o auxílio de solda.

Tabela 2. Consumo de energia consoante os diferentes modos de energia do ESP32. (adaptada de Espressif Systems, 2022)

Modos de Energia	Descrição	Consumo de Energia
Modo Ativo (RF a funcionar)	Pacote Wi-Fi Tx 14dBm~19.5dBm	180~260mA
	Pacote Wi-Fi/BT Tx 0dBm	130mA
	Wi-Fi/BT Rx and listening	95~100mA
Modem-Sleep	Velocidade máxima: 240 MHz	30 mA ~ 68 mA
	Velocidade normal: 80MHz	20 mA ~ 31 mA
Light-Sleep	-	0,8 mA
Deep-Sleep	Apenas o processador ULP ligado	150 μ A
	Timer RTC + Memoria RTC	10 μ A
Hibernação	Apenas o Timer RTC	5 μ A
	-	1 μ A
Desligado	-	1 μ A

O ESP32 pode ser programado em diferentes ambientes de desenvolvimento e o código pode ser escrito em C/C++ ou *MicroPython*. A empresa *Espressif* forneceu a sua própria estrutura de desenvolvimento para este chip de modo a ser possível fazer uso de todos os seus recursos, o ESP-IDF (*Espressif IoT Development Framework*), no entanto, a maneira mais fácil e mais comum é utilizando o IDE do Arduino, que embora não seja o melhor ambiente para trabalhar com o ESP32, tem a vantagem de ser uma plataforma familiar e com uma curva de aprendizagem mais achatada.

3.3.1. Modulação de largura de pulso (PWM - *Pulse-width modulation*)

Um sinal elétrico é uma representação gráfica da relação entre tensões e correntes dentro de um circuito elétrico, podendo tomar a forma de sinal analógico ou sinal digital. Um sinal analógico é um sinal contínuo no tempo, isto é, para qualquer valor de tensão aplicada ao circuito, serão obtidos os respetivos valores de corrente e vice-versa. Devido a esta característica estes sinais podem assumir um número infinito de posições entre 0 e 1. Já os sinais digitais não se comportam desta maneira, devido ao facto de não serem contínuos, tendo apenas duas posições o ligado ou desligado, interpretados em eletrónica como 1 e 0 respetivamente. Ambos os sinais são utilizados recorrentemente na eletrónica que nos rodeia, no entanto são tratados de formas totalmente diferentes.

Se necessitarmos de uma entrada analógica, podemos obter dados analógicos em tempo real através um sensor, converter esses dados em sinais digitais recorrendo a um ADC para serem lidos por um microprocessador. No entanto, se precisarmos de controlar

um sinal analógico proveniente de qualquer controlador temos duas opções: uma delas é utilizar um equipamento que converte o sinal digital num sinal analógico ‘verdadeiro’, um DAC, de modo a ser possível controlar dispositivos analógicos. No entanto este equipamento é relativamente caro, tem uma dissipação de energia alta e existem alguns erros na conversão do sinal. Desta forma, e para superar os problemas associados ao DAC, surgiu no final dos anos 60, início dos anos 70 uma técnica mais conhecida pela sigla PWM (Holmes & Lipo, 2003).

PWM (*Pulse Width Modulation*) ou modulação por largura de pulso, é uma técnica de controlo de equipamentos analógicos utilizando um sinal digital. É uma técnica utilizada numa grande variedade de aplicações desde as telecomunicações até à robótica podendo controlar motores, dispositivos de iluminação, altifalantes, entre outros. Contudo, e ao contrário do DAC, o PWM não é um sinal analógico verdadeiro. O sinal digital enviado pelo PWM é modificado de forma a falsificar um sinal analógico, por outras palavras o sinal PWM continua a ser digital, pois em qualquer instante a alimentação está totalmente ligada ou totalmente desligada. A fonte de tensão ou corrente é fornecida à carga analógica por meio de uma série repetida de pulsos *ON* e *OFF*, assim sendo, um sinal PWM é na sua essência um sinal de onda quadrada, que é alternada entre o estado ligado e desligado, podendo o seu comportamento ser ajustado ou modelado conforme desejado.

A Figura 31 mostra um sinal de PWM típico onde os tempos de *ON* e *OFF* são muitas vezes referidos como os tempos *Mark*(M) e *Space*(S) do sinal, respetivamente, onde três parâmetros tem grande importância: a amplitude do sinal, a frequência do sinal (ou período) e o *Duty Cycle*.

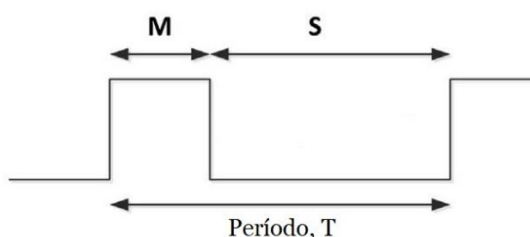


Figura 31. Representação de um sinal PWM onde M (*Mark*) representa o estado de ligado ou *ON* do sinal e S (*Space*) o estado de desligado ou *OFF*. (adaptado de Ibrahim, 2014)

O ciclo de trabalho, *Duty Cycle*, representa a razão entre o tempo que um sinal PWM se encontra no estado alto (ligado) sobre o tempo total que este leva para completar um ciclo, sendo habitualmente representado em percentagem.

Um *Duty Cycle* de 50% significa que o estado alto representa metade do período e o estado baixo, a outra metade, isto é o mesmo que uma onda quadrada ideal¹⁸.

¹⁸ Onda quadrada ideal - uma onda quadrada ideal tem um *duty cycle* de 50%, ou seja, períodos iguais entre o estado alto e o estado baixo sendo essas transições instantâneas.

Um *Duty Cycle* de 100% significa, portanto, “continuamente ligado” e um *Duty Cycle* de 0% significa “continuamente desligado”. Os sinais PWM são facilmente gerados por contadores e comparadores digitais prontamente projetados em microprocessadores, podendo também ser produzidos simplesmente por *loops* de programas e uma saída digital padrão, sem o auxílio de nenhum hardware dedicado.

Qualquer que seja o *Duty Cycle* de um sinal PWM, vai sempre existir um valor médio, como apresenta a Figura 32. Se o *Duty Cycle* for pequeno, o valor médio também será, aproximando-se de zero quanto menor for esse valor. Quando o *Duty Cycle* é maior, o valor médio também aumenta, aproximando-se da amplitude máxima que é normalmente fixada pelo valor lógico 1 da saída do microcontrolador, e que depende da tensão de alimentação.

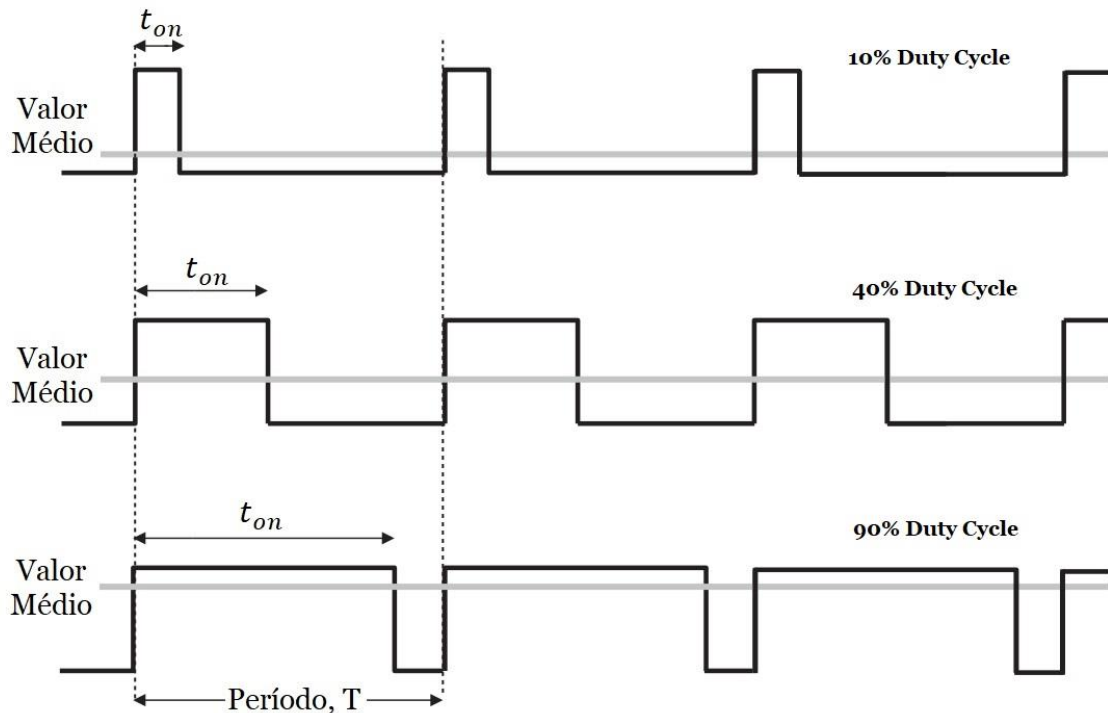


Figura 32. Representação de três sinais PWM com valores de Duty Cycle diferentes. Quando maior for o Duty Cycle maior irá ser o valor médio e vice-versa. (adaptada de Toulson & Wilmshurst, 2017)

Assim sendo, é possível obter diferentes sinais PWM variando o *Duty Cycle* de um sinal. Este *Duty Cycle* pode ser calculado com o auxílio da Equação 2, representada abaixo:

$$D = \frac{t_{on}}{T} * 100\% \quad (2)$$

Onde,

D = *Duty Cycle*

t_{on} = Duração do sinal em esta ON

T = Tempo total necessário para completar um ciclo ($T = T_{ON} + T_{OFF}$)

Uma vez calculado o *Duty Cycle* é possível então calcular a tensão média do sinal, utilizando a Equação 3:

$$V_{avg} = \frac{D}{100} * V_{m\acute{a}x} \quad (3)$$

Onde,

V_{avg} = Tensão média do sinal

D = *Duty Cycle*

$V_{m\acute{a}x}$ = Tensão máxima do sinal

Assim como o *Duty Cycle*, a frequência também é um componente primário que define o comportamento de um sinal PWM. A frequência é o número de vezes que uma mudança periódica é completada por unidade de tempo e é o inverso do período sendo medida em Hz (Hertz). Esta determina a velocidade na qual o PWM completa um ciclo, traduzindo-se na velocidade na qual o sinal alterna entre os estados alto e baixo. Se um sinal digital for ligado e desligado repetidamente com uma frequência suficientemente alta, a saída comportar-se-á como um sinal analógico com uma tensão constante.

3.4 Sensor de eletromiografia (EMG)

Como falado anteriormente a eletromiografia de superfície é o processo de obter e analisar os sinais elétricos provenientes da contração muscular através de elétrodos colocados em contacto com a pele. Existem várias soluções de baixo custo disponíveis no mercado, no entanto, para esta dissertação foi escolhido o sensor de EMG da *Grove*, exposto na Figura 33, produzido pela empresa *Seeed Studio*.

Este sensor deteta e recolhe os sinais elétricos musculares, no entanto não os apresenta de uma forma direta, isto é, o sensor filtra, amplia e retifica o sinal de maneira que possa ser lido pelo ADC de qualquer microcontrolador.

O dispositivo EMG deteta quando as células musculares são ativadas eletricamente ou neurologicamente. Essa ativação cria uma diferença de tensão nos músculos, sendo medida através de dois dos três elétrodos que este sensor utiliza. O terceiro elétrodo é utilizado como *Ground*, este existe de forma a reduzir o ruído eletromagnético, o diagrama do circuito do sensor pode ser observado na Figura 33.

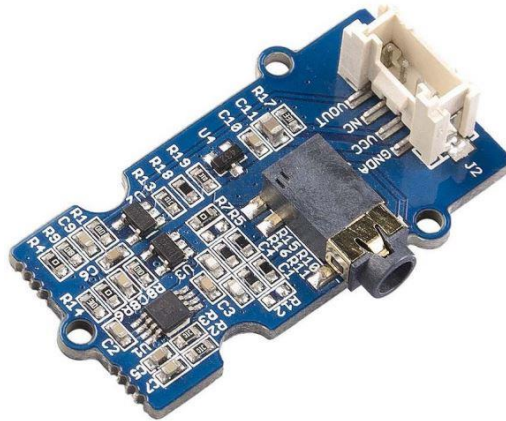


Figura 33. Sensor EMG Grove (retirada da datasheet do sensor disponível em https://cdn.ozdisan.com/ETicaret_Dosya/650344_148237.pdf, disponível a 28/08/2022)

No modo de espera, este sensor tem uma tensão de saída de 1,5 V, já quando a atividade muscular é detetada o sinal de saída aumenta até uma tensão máxima de 3,3 V.

O sinal EMG é adquirido através da técnica de amplificação diferencial, devendo o amplificador diferencial ter uma alta impedância de entrada e uma impedância de saída muito baixa. Esta técnica é obtida através da ajuda de um amplificador de instrumentação de alta impedância de entrada.

O amplificador de instrumentação realiza a amplificação diferencial subtraindo as tensões de ambos os elétrodos, deste forma, os sinais de ruído comum entre o elétrodo V_{IN+} e V_{IN-} são eliminados. O ganho do amplificador de instrumentação pode ser ajustado usando resistências devendo tomar sempre um valor mínimo de $A_v=5$ para aquisição do sinal. Como pode ser observado na Figura 34, o ganho deste amplificador é de 10 sendo que o valor de saída pode ser calculado subtraindo o valor de um elétrodo pelo outro e multiplicando pelo ganho.

Uma vez que o ruído ‘suja’ o sinal de EMG, este deve ser filtrado mesmo após a amplificação diferencial. Este ruído pode ter diversas origens, desde o desvio do sensor na pele, até flutuações de temperatura sendo necessário um Filtro Passa-Alto para o remover.

Um Filtro Passa-Alto é utilizado para remover as baixas frequências de um sinal em específico, sendo a frequência de corte (f_c), a frequência a baixo da qual todas as frequências são eliminadas. Neste caso, todas as frequências a baixo de 0,2Hz são excluídas e as frequências acima desse valor são deixadas passar, sendo esta região conhecida como ‘banda passante’.

Para concluir, o sinal depois de filtrado adequadamente e modelado a uma banda de frequências adequada deve ser amplificado. Neste caso é amplificado com um Amplificador Operacional *Zero-Drift* que é uma solução altamente eficaz para aplicações que exigem um sinal de alta precisão.

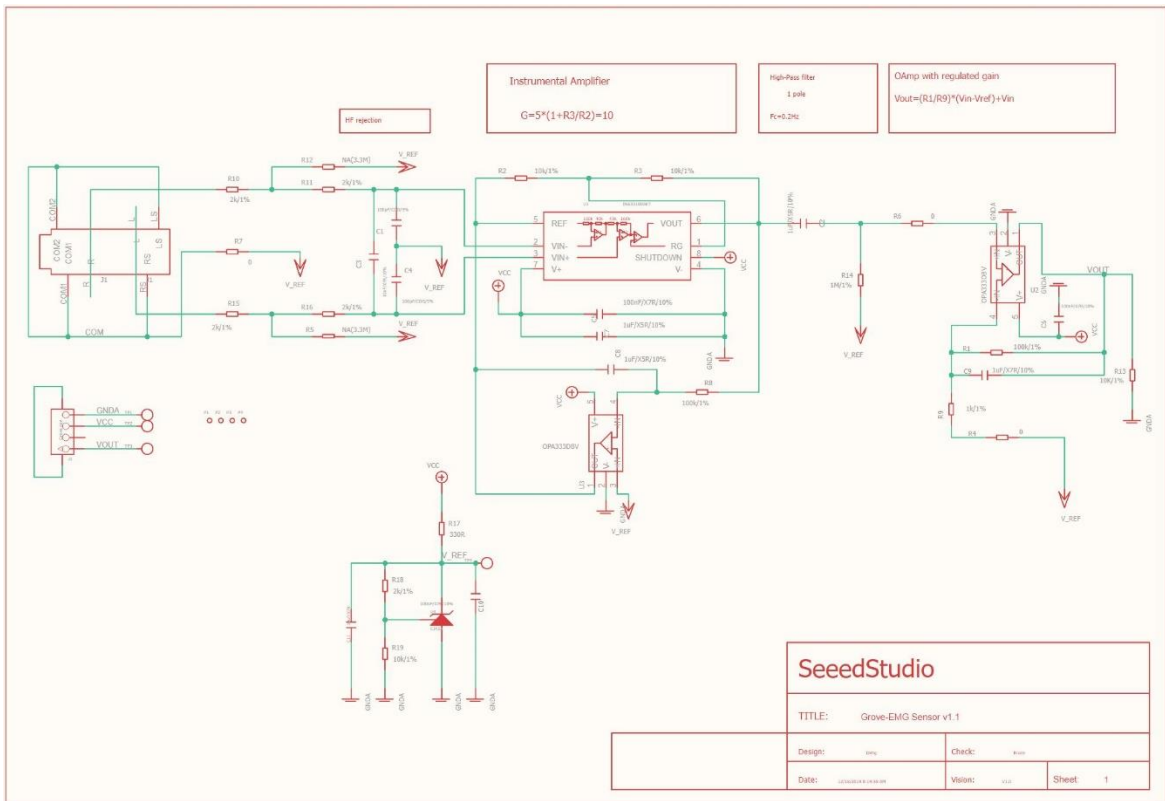


Figura 34. Diagrama do circuito do sensor EMG. (retirada de <https://wiki.seeedstudio.com/Grove-EMG-Detector/>, disponível a 28/08/2022)

3.4.1. Eléctrodos de superfície

Os eléctrodos utilizados para este trabalho foram eléctrodos de ECG neonatal, apresentados na Figura 35. São eléctrodos feitos de Prata/Cloreto de Prata. Estes são de alta qualidade, sendo que produzem a menor quantidade possível de artefactos, como discutido anteriormente. Estes foram os eléctrodos escolhidos devido ao facto de serem os eléctrodos de menores dimensões e com melhores resultados, que nos foi possível obter e testar, tendo uma dimensão de 22 x 33 mm com o adesivo, e 9 x 10mm sem o adesivo de aderência à pele.

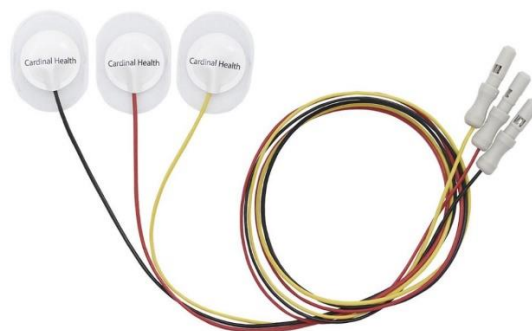


Figura 35. Eléctrodos de superfície de Ag/AgCl utilizados neste trabalho. (retirada de https://www.cardinalhealth.co.uk/en_gb/medical-products/patient-care/electrocardiography/neonatal-ecg-electrodes/kendall-non-woven-pre-wired-electrodes.html, disponível a 28/08/2022)

3.5. Sensor de temperatura e humidade

O sensor DHT11, Figura 36, é um sensor de temperatura e humidade que consiste em três partes distintas. Estas partes consistem numa componente de deteção de humidade, um sensor de temperatura NTC e um circuito integrado na traseira do sensor.

Para proceder à deteção da humidade, este sensor é formado por dois elétrodos com uma placa de absorção de humidade entre eles. À medida que a humidade muda, a condutividade do substrato também muda o que faz com que a resistência entre esses dois elétrodos também mude.

Para medir a temperatura, o sensor DHT11 faz uso de um sensor de temperatura NTC (*Negative Temperature Coefficient*), ou por outras palavras, um termistor. Os termístores são, por definição, semicondutores que alteram a sua resistência com as mudanças de temperatura, sendo constituídos maioritariamente de cerâmica ou polímeros a fim de fornecer maiores mudanças na resistência com pequenas mudanças de temperatura. Como falamos de um NTC cujo coeficiente de variação de resistência com a temperatura é negativo, a resistência diminui com o aumento da temperatura exterior.

Os dados obtidos tanto da temperatura como da humidade são analisados e convertidos de analógico para digital através do circuito integrado de 8-bits a fim de poderem ser lidos de maneira simplificada por qualquer microcontrolador.

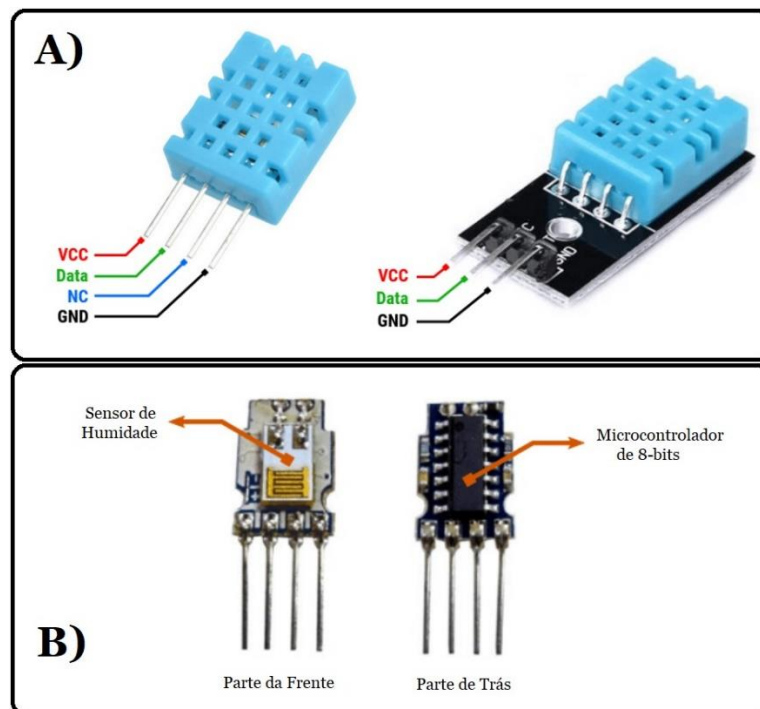


Figura 36. Sensor de temperatura e humidade DHT11. A) representação do sensor e respetivos pins de ligação; B) parte interna do sensor, contendo na parte da frente o sensor de humidade e o sensor de temperatura, e na parte de trás o microcontrolador de 8-bits responsável pela conversão do sinal analógico para digital. (adaptada do <https://lastminuteengineers.com/dht11-module-arduino-tutorial/> , disponível a 28/08/2022)

O seu tamanho reduzido e baixo consumo energético deste sensor, aliado a um alcance de transmissão até 20 metros, faz deste sensor um excelente componente para várias aplicações. Na Tabela 3 são apresentadas as características técnicas do DHT11.

Tabela 3. Características técnicas do sensor de humidade e temperatura DHT11.

PARÂMETROS	CONDIÇÕES	MIN	MAX
TEMPERATURA	0 a 50°C com uma precisão de $\pm 2^\circ\text{C}$		
HUMIDADE	20 a 80% com uma precisão de 5%		
TAMANHO	15,5mm x 12mm x 5,5mm		
TENSÃO	DC	3,0 V	5,0 V
CORRENTE	Medição	0,5 mA	2,5 mA
	Média	0,2 mA	1,0 mA
	Standby	100 μA	150 μA

3.6. Bateria

A alimentação de um circuito é a componente vital para que este ganhe vida. Quando pensamos numa solução portátil, inevitavelmente temos de pensar numa fonte de alimentação portátil, temos de adicionar uma bateria ao nosso sistema.

Existem muitos tipos de bateria, com diferentes desempenhos, para diferentes aplicações. Neste trabalho, o tamanho da bateria é uma das componentes chave, no entanto como forma de demonstração foi escolhida uma bateria apenas que fosse capaz de alimentar o circuito durante as horas de utilização e que ao mesmo tempo fosse recarregável.

A bateria escolhida foi uma bateria de Polímero de Lítio, habitualmente chamada LiPo, de 1100mAh. Esta pode ser observada na Figura 37 e as suas características são ilustradas na Tabela 4.



Figura 37. Bateria LiPo utilizada.

Esta bateria contém ainda um circuito de proteção incorporado para evitar sobrecargas ou sobredescargas, e ainda uma proteção contra curto-circuitos. A tensão de carregamento nunca deve ultrapassar a máxima tensão nominal de 4,2 V.

Tabela 4. Características técnicas da bateria LiPo. (adaptada de <https://www.tme.eu/Document/cece31b5ad1da7ca8ce35ae8ef012646/celo093.pdf>, disponível a 28/08/2022)

PARÂMETRO	VALOR
CARGA ELÉTRICA	1100 mAh
TENSÃO NOMINAL	3,7 V
MÁXIMA TENSÃO DE CARGA	4,2 V
MÁXIMA CORRENTE DE CARGA	550mA
MÁXIMA CORRENTE DE DESCARGA	1100mA
TEMPERATURA	-20°C ~ +60°C
IMPEDÂNCIA	74mΩ
DIMENSÃO	55,5 x 33 x 6,7 mm

3.7. Carregamento *wireless*

O carregamento sem fios, apesar de parecer uma invenção recente, não o é. O inventor austríaco mundialmente famoso Nikola Tesla criou, no final do século XIX, as primeiras teorias de transmissão de energia sem fio. No entanto, devido ao seu elevado custo, durante muitos anos esta tecnologia ficou restrita a protótipos e pesquisas académicas.

Em 2010, dois anos após a fundação *Wireless Power Consortium*, é que a tecnologia *Qi Wireless Charge* foi publicada, acabando por se tornar no standard de carregamento sem fios no mercado, adotado pelas maiores empresas de telecomunicações. (Lu *et al.*, 2015)

O nome Qi, pronunciado ‘Chee’ vem do conceito chinês de fluxo de energia vital, sendo possível fazer uma analogia dessa ideia com o conceito de transmitir energia por indução de um ponto para o outro sem a necessidade de fios.

Um carregador Qi consiste em dois subsistemas, um Transmissor (Tx) e um Recetor (Rx). O subsistema Tx é composto por circuitos integrados e uma bobina Tx usada para converter uma fonte de alimentação de baixa tensão DC, de 5 a 20 V DC, e, uma fonte de alta tensão AC de 50 a 100 V AC. Por sua vez essa tensão AC é utilizada para fornecer energia ao circuito do tanque de ressonância Tx, de maneira a gerar uma frequência de campo magnético na faixa dos 100 a 120 kHz.

Por sua vez, o recetor Qi sem fio, Rx também composto por um conjunto específico de circuitos integrados em conjunto com uma bobina Rx, que tem a função e a capacidade de converter o campo de energia AC do campo magnético de volta para energia DC, para que possa então ser utilizada para carregar uma bateria. Este, em conjunto com os circuitos integrados e condensadores em série e em paralelo, criam um circuito de tanque ressonante que corresponde à frequência de ressonância do transmissor, tendo um papel fulcral na eficiência do processo de transferência de energia.

O princípio físico básico desta tecnologia de transferência de energia sem fio denomina-se indução magnética, onde linhas de fluxo geradas a partir de um campo magnético dentro de uma bobina transmissora cria uma força eletromotriz que produz uma tensão através dos terminais da bobina recetora.

A chave para esta transferência de energia sem fios ser possível reside no facto de que um campo magnético pode penetrar através de qualquer material não magnético (Krakower, 2021).

Para este protótipo foi utilizado um kit de carregamento sem fios Qi presente na Figura 38. A bobina transmissora Tx tem um diâmetro externo de 33mm e um diâmetro interno de 5mm com uma espessura de 1mm, a bobina recetora Rx tem um diâmetro externo de 21mm, com um diâmetro interno de 10mm e uma espessura de 0.8mm. A tensão de entrada do Transmissor é de 5V e a tensão e corrente de saída do Recetor é de 5V DC e 300mA respetivamente. A distância entre o Transmissor e o Recetor deve encontrar-se entre ao 2 a 10 mm, sendo que a eficiência do sistema e a distância são inversamente proporcionais, quanto mais afastadas se encontram as bobinas Rx e Tx, menos eficiente será o sistema.

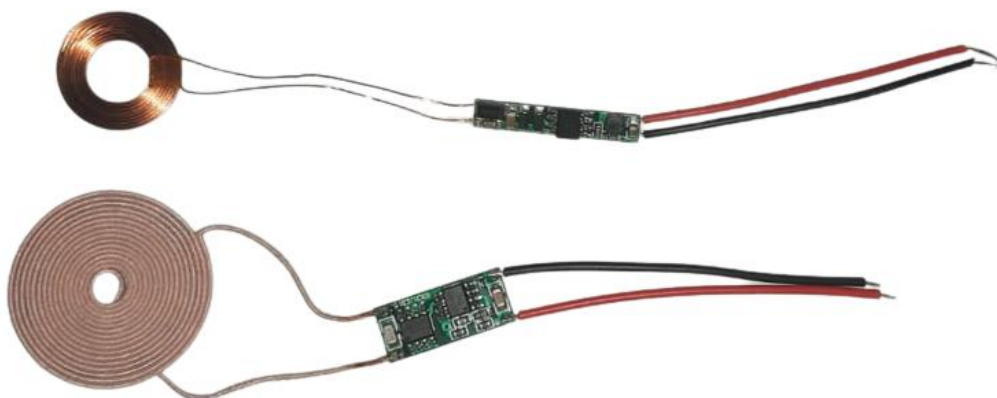


Figura 38. Módulo de carregamento sem fios.

3.8. Conversor CC/CC abaixador de tensão

Praticamente todos os equipamentos eletrônicos utilizados no cotidiano são portáteis e operados a bateria, logo requerem uma alimentação com bom desempenho, isto é, com uma conversão de energia eficiente, de modo a prolongar a vida da bateria e uma boa resposta dinâmica relativamente às variações de carga e de linha. Contudo, o problema das baterias é que a saída de tensão ao longo do tempo vai variando, e sem uma estrutura que ligue a bateria a cada parte do circuito, o desempenho e longevidade do dispositivo podem estar comprometidos.

Regulação de carga é a capacidade da fonte de alimentação de manter uma tensão de saída específica, com alterações na carga; Regulação de linha é a capacidade da fonte de alimentação de manter uma tensão de saída específica com alterações na tensão de entrada. (Lee, 1999)

Neste trabalho foi necessário alimentar um microcontrolador ESP32, que como indicado anteriormente funciona com uma tensão de entrada ideal de 3,3 V e com um máximo de 3,6V, com uma bateria com tensão de saída superior. Deste modo, duas soluções poderiam ser adotadas: recorrer a um regulador de tensão linear, ou utilizar um conversor CC/CC do tipo Buck.

Um Regulador Linear é um circuito integrado que tem agregado internamente um circuito ativo (por exemplo um transístor) que opera na sua região linear que independentemente da tensão de entrada, mantém uma tensão de saída constante. Contudo, estes reguladores de tensão apesar de serem fáceis de utilizar, simples e tendo um custo reduzido, não são dotados de uma boa eficiência, pois convertem toda a diferença entre a tensão de entrada e a tensão de saída em calor. Uma vez que o seu funcionamento pode ser equiparado com uma resistência para estabilizar a tensão, uma grande quantidade de energia é desperdiçada convertendo a corrente resistiva em calor (Brown,2007; Wens & Steyaert, 2011).

Um conversor Buck é um tipo muito simples de conversor DC-DC que produz uma tensão de saída menor do que a tensão de entrada. A tensão de saída de um conversor Buck ideal é igual ao produto do *Duty Cycle* de comutação e a tensão de alimentação. Tal como outras tipologias de fontes de alimentação, o conversor Buck funciona com o princípio de armazenamento de energia dentro de um indutor¹⁹, sendo a queda de tensão do indutor proporcional às mudanças na corrente elétrica que fluem através do dispositivo.

¹⁹ Os indutores são elementos passivos constituídos por um enrolamento de fio condutor bobinado sobre um núcleo de material ferromagnético. Os indutores ou indutâncias também são conhecidos, normalmente, como bobinas.

O conversor Buck utiliza um transistor como interruptor que liga e desliga a entrada de tensão no indutor. Quando o interruptor é ligado, a tensão de entrada é ligada ao indutor. A diferença entre as tensões de entrada e as tensões de saída são forçadas através do indutor, fazendo com que a corrente aumente.

Durante o tempo que está ligado, a corrente do indutor flui tanto para a carga como para o condensador de saída, tempo no qual o condensador carrega. Quando o interruptor é desligado, a tensão de entrada aplicada ao indutor é removida, no entanto, devido ao facto da corrente no interior de um indutor não poder ser alterada instantaneamente, a tensão no indutor irá ajustar-se de maneira a manter a corrente constante.

A extremidade de entrada do indutor é forçada a uma tensão negativa pela corrente que está a decrescer, acabando por atingir o ponto em que o diodo é ligado. A corrente indutora flui então através da carga e volta através do diodo. Durante o tempo que o interruptor está desligado, o condensador descarrega na carga, contribuindo para que a corrente total seja fornecida à mesma. Durante este período a corrente total da carga é a soma da corrente do indutor e do condensador.

Os conversores Buck podem funcionar em dois modos distintos, sendo eles, o modo de condução contínua e o modo de condução descontínua, dependendo da forma da corrente indutora. No modo de condução contínua, a corrente indutora nunca vai a zero durante todo o ciclo de comutação. No modo de condução descontínua, a corrente indutora, vai a zero durante parte do ciclo de comutação, e a partir do zero aumenta até atingir o valor de pico decrescendo de volta a zero, repetindo-se em cada ciclo.

Quando este conversor funciona nos limites da condução contínua e condução descontínua, diz-se que está a funcionar no modo crítico.

O conversor Buck é utilizado maioritariamente no modo de condução contínua, pois, o seu desempenho e potência nominal de saída é mais elevado neste modo que noutros modos de operação (Wens & Steyaert, 2011; Castaldo, 2012).

O conversor escolhido para implementação neste trabalho foi o *SO9-DC Converter*, apresentado na Figura 39 assim como o seu diagrama de ligações. As características elétricas deste conversor estão presentes na Tabela 5.

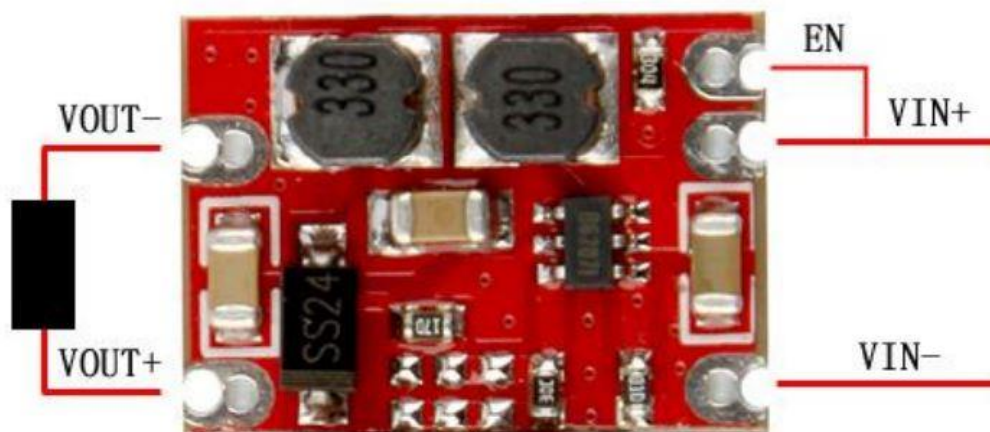


Figura 39. Representação do conversor SO9 assim como as suas ligações. (retirada <https://www.handsontec.com/dataspecs/module/SO9-DC%20Converter.pdf>, disponível a 28/08/2022)

Tabela 5. Características técnicas do conversor SO9. (adaptado de <https://www.handsontec.com/dataspecs/module/SO9-DC%20Converter.pdf>, disponível a 28/08/2022).

PARÂMETRO	DETALHES
TENSÃO DE ENTRADA	3V até 15V
TENSÃO DE SAÍDA	3,3V
CORRENTE DE SAÍDA	0,6 ^a
EFICIÊNCIA	75%
PRECISÃO DE SAÍDA	±0,1V
TAMANHO	19mm x 14mm x 4mm
FREQUÊNCIA DE COMUTAÇÃO	1200kHz

3.9. Díodo

Um díodo é um dispositivo elétrico que permite que a corrente flua facilmente numa direção, restringindo severamente o fluxo de corrente que flui na direção oposta. Essencialmente, um díodo atua como um interruptor unidirecional para corrente.

Um díodo é um elemento composto por um cristal semicondutor de silício ou germânio com duas extremidades dopadas de maneiras diferentes. Uma extremidade é o “lado P”, e tem uma carga positiva, a outra extremidade o “lado N”, contendo uma carga negativa. Ambos os lados são colocados em camadas, de forma a originar o que é conhecido como a “Junção PN”.

Quando é aplicada uma carga negativa ao “lado N” e uma carga positiva ao “lado P”, os elétrons saltam sobre a “Junção PN” e a corrente flui apenas nessa direção, chamada de polarização direta. Quando a polaridade da tensão aplicada é oposta, a chamada polarização reversa, o diodo desliga, não deixando passar corrente. Esta é a função principal do diodo, a corrente flui do lado positivo para o lado negativo e somente nessa direção (Rizzoni, 2005).

Os Diodos, assim como qualquer componente elétrico, funcionam sobre determinados parâmetros que podem ser consultados na sua *datasheet*. A corrente e a tensão inversa, isto é, quando o diodo está polarizado inversamente, devem ser mantidos em conta visto que se for alimentado com uma corrente ou tensão inversa superior à que suporta, o diodo pode deixar de realizar a sua função. A Figura 40 representa o diodo utilizado neste trabalho, o “Diodo 1N4001”.



DO-41

Figura 40. Representação do Diodo 1N4001. (disponível em <https://storage.googleapis.com/mauser-public-files/mauser.pt/catalog/userfiles/007-0209.pdf>, disponível a 28/08/2022)

3.10. MIT App Inventor

De forma a permitir um possível acompanhamento mais próximo do nosso dispositivo e da equipa médica, surgiu a ideia de se criar um modelo de aplicação móvel. Esta foi criada a partir do *MIT App Inventor* (AI). Esta é uma plataforma gratuita, de desenvolvimento online que permite que qualquer pessoa possa desenvolver uma aplicação móvel, sem que esta tenha muitos conhecimentos na área de programação ou de desenvolvimento de aplicações. Esta plataforma fornece um editor baseado em “WYSIWYG” que é um acrónimo para “*What You See Is What You Get*”, cuja tradução significa “o que tu vês é o que obténs”, isto significa que o AI permite que desenvolvedores vejam como a aplicação irá aparecer no ecrã do dispositivo enquanto a estão a desenvolver, sendo observáveis ajustes nas componentes visíveis da aplicação, tais como o tamanho de texto, cores e estilos de letra, *layouts* e imagens de fundo.

O *MIT AI* tem a possibilidade de desenvolver aplicações tanto para *Android* como para *iOS* (*iPhone Operating System*) utilizando uma linguagem de programação muito mais acessível do que a programação em java, utilizada como por exemplo no *Android Studio*, baseando a sua programação numa programação em blocos e possibilitando a integração

de serviços web. Permite ainda a interação e integração de vários tipos de sensor, tais como sensores de geolocalização e orientação, giroscópio, sensores de luz e proximidade, entre outros. Apresenta ainda a possibilidade de interação com redes sociais, emails, leituras de códigos como códigos de barras e códigos QR.

Para além destas funcionalidades é possível, para utilizadores com mais conhecimentos, desenvolver e importar extensões que ofereçam mais funcionalidades para incorporar na aplicação. Atualmente, uma série de extensões extra estão disponíveis e são suportadas oficialmente pelo AI, incluindo a utilização de *Bluetooth* de baixa energia (*BluetoothLE*) e a utilização de redes neurais para reconhecimento de imagens (*LookExtension*).

O desenvolvimento desta plataforma começou no ano de 2007 com um trabalho conjunto por parte do professor Hal Abelson, do *MIT (Massachusetts Institute of Technology)* em colaboração com os laboratórios da *Google*. No ano de 2011, a *Google* transferiu a administração do projeto *App Inventor* para o *MIT*, onde permanece desde então e onde o desenvolvimento técnico se tem focado no desenvolvimento de novos componentes, incluído robótica, visualização geográfica e armazenamento de dados na *Cloud*.

A equipa do *MIT* que gere o projeto também desenvolveu e integrou extensões relacionada com a IoT, de modo que a interação com hardware físico e externo aos dispositivos móveis seja possível, aproveitando assim as capacidades e o grande leque de possibilidades na utilização de equipamentos, tais como *Arduínos*, *Raspberry Pi* e outros processadores disponíveis (Kong & Abelson, 2019).

O AI divide-se em dois ecrãs distintos: a vista do Designer e a vista dos Blocos.

Na primeira, a vista do Designer, visível na Figura 41, o utilizador arrasta e solta no ecrã, os componentes que necessita para a aplicação que pretende desenvolver. Se este for um componente visível, tal como uma Imagem ou um Botão, este é exibido no ecrã, se pelo contrário o componente arrastado for um componente não visível, como por exemplo um sensor GPS ou a capacidade de utilizar o *Bluetooth*, estes são exibidos numa coluna à parte chamada “Componentes”, onde ficam registados todos os componentes visíveis e não visíveis adicionados. Na coluna *Properties* onde é colocado o texto, a cor deste, tamanho e estilo de letra, que permitem modificações.

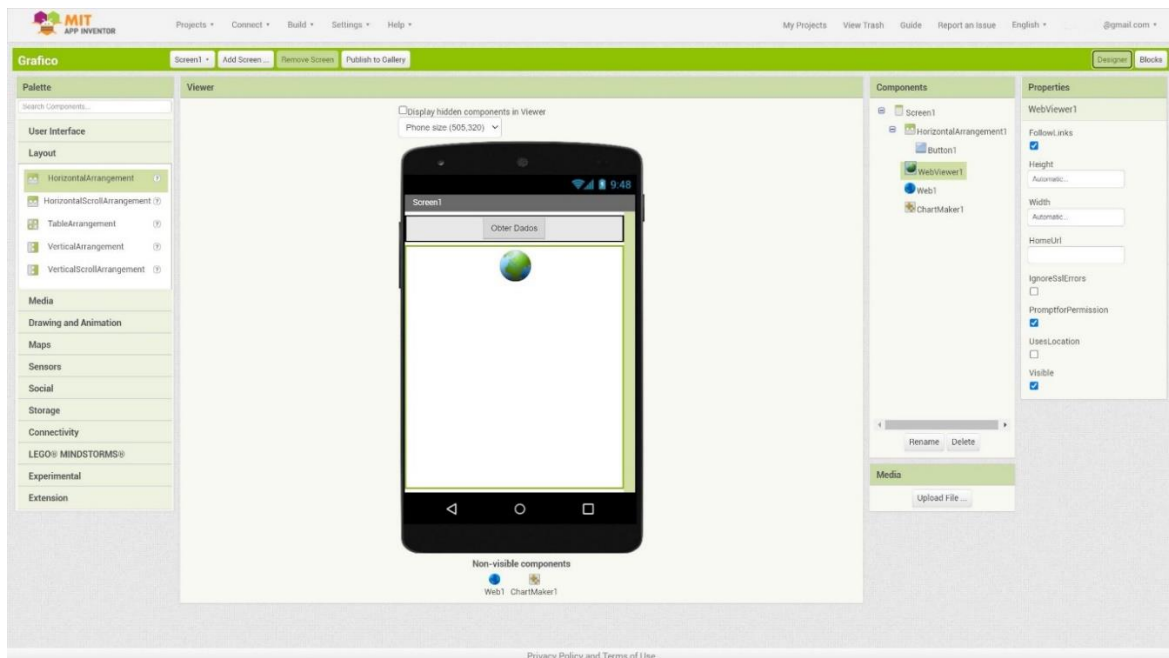


Figura 41. Vista do Designer do MIT APP Inventor.

Na vista de blocos, visível na Figura 42, ao contrário das tradicionais linhas de código, o *App Inventor* apresenta o código em forma de blocos que se ligam entre si para desempenhar as funções desejadas. A AI possui uma tabela do lado esquerdo onde se encontram diferentes blocos, de diferentes cores, cada um responsável por uma instrução e finalidade em específico. O utilizador necessita apenas de arrastar os blocos correspondentes aos componentes que adicionaram anteriormente (na vista do Designer), por ordem hierárquica, de forma a criar uma estrutura complexa que execute as funções desejadas (Kong & Abelson, 2019).

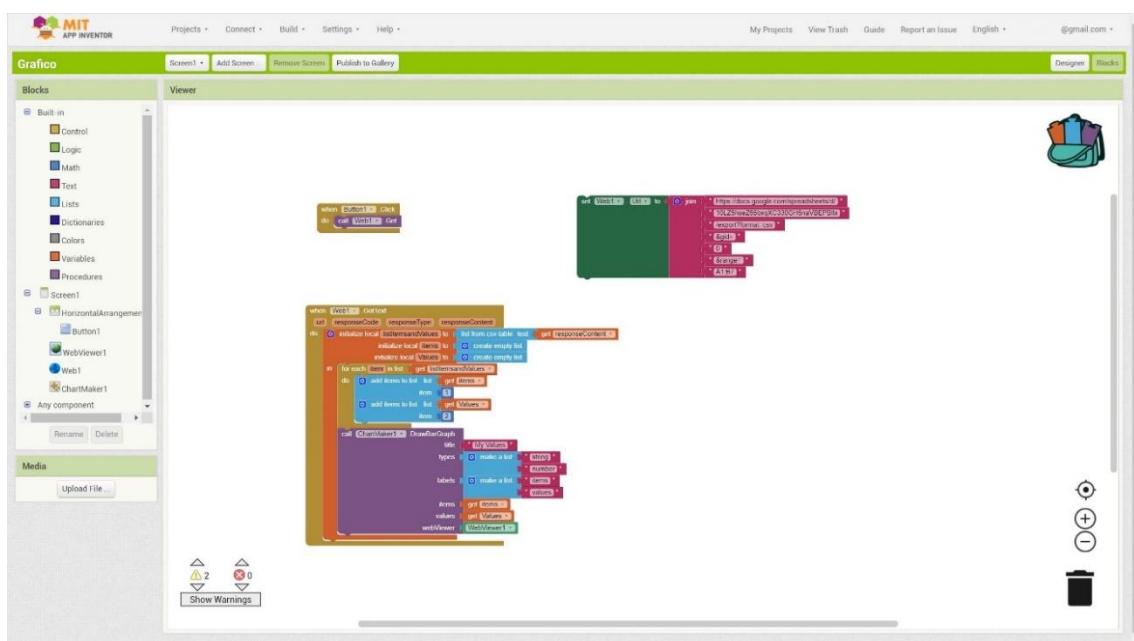


Figura 42. Vista dos Blocos do MIT APP Inventor.

3.11. *Google Sheet e Google Scripts*

A empresa *Google* desenvolveu uma variedade de serviços e aplicações que auxiliam a indústria e a educação a realizar tarefas com uma maior eficácia e rapidez, exemplo disso são as *Google Apps*.

O *Google Apps* é um programa gratuito que permite armazenar e aceder ficheiros sem a necessidade de instalação de nenhum software, nem ocupação de espaço em nenhum meio de armazenamento físico, seja no disco rígido ou cartão de memória. Para além de ser gratuito tem a vantagem de funcionar em qualquer computador ou dispositivo móvel desde que estes tenham acesso à internet.

Neste trabalho foi essencial a utilização de duas destas ferramentas: o *Google Sheets* e o *Google Apps Scripts*.

O *Google Sheets*, à semelhança do Excel, é uma plataforma de folhas de cálculo que permite introduzir, ler e formatar dados, com a diferença que com o *Google Sheets* estes dados podem ser acedidos e modificados através da internet. Têm ainda a vantagem de serem guardados automaticamente, de forma segura e com acesso a cópias de versões anteriores do ficheiro editado.

Embora não tenha sido originalmente desenvolvido para essa função, o *Google Sheets* pode ser utilizado como uma base de dados. Uma base de dados é, por definição, uma coleção organizada de dados, armazenados e acedidos eletronicamente.

Quando comparado com uma base de dados convencional, o *Google Sheets* apresenta muitas vantagens e desvantagens. A principal vantagem prende-se com a conectividade, já que pode ser acedido em qualquer lugar e a qualquer hora, não havendo hipótese que os dados sejam perdidos, visto serem guardados automaticamente na *Cloud*. Outra vantagem prende-se com o preço, visto que é um de muitos produtos gratuitos da *Google*, permitindo ainda a interação com outros produtos da mesma empresa.

O *Google Apps Script* é uma plataforma de codificação e desenvolvimento de aplicações integrada no *Google Apps*. Um *script* é definido como uma série de instruções executadas de maneira ordenada para a realização de uma tarefa específica dentro de um software. Este serve para automatizar e otimizar processos em sistemas computacionais, permitindo repetições e agendamentos, tornando os processos mais simples e diminuindo os erros aumentando assim a sua precisão.

Os *scripts* do *Google Apps* são escritos em JavaScript, uma linguagem de programação, portanto não há necessidade de compilar o código o que torna o desenvolvimento mais rápido e eficiente.

O *Google Apps Scripts* é uma ferramenta extremamente poderosa, que permite a interação com o *Google Sheets* tornando esta fusão numa ferramenta indispensável para o sucesso deste trabalho.

4. Protótipo do dispositivo

Após toda a pesquisa e compreensão sobre o que era a doença, como esta ocorria, quais eram os mecanismos e tratamentos existentes, como esses amenizavam ou tratavam a condição da AOS, o esboço de ideia surgiu.

Esta ideia tomou forma, e a investigação sobre que materiais utilizar e como os conectar entre si foi realizada. Contudo, ao longo do projeto muitos problemas foram surgindo, alguns dos quais foram resolvidos, outros contornados e alguns abandonados visto que complicariam o dispositivo ou não acrescentariam mais-valias ou eram inviáveis devido à falta ou à dificuldade de conseguir certos materiais ou equipamentos e até à falta de conhecimento suficiente em algumas áreas mais específicas.

Assim sendo, o dispositivo foi-se moldando e modificando ao longo dos meses, contudo a essência e a ideia primordial mantiveram-se.

Este trabalho foi dividido em várias partes, de forma hierárquica de modo que as peças do “puzzle” se fossem encaixando para um produto final. O primeiro passo foi testar e configurar os sensores, seguidamente e a parte que acabou por se revelar mais desafiadora, a parte da comunicação. Em seguida, foi abordada a parte do estímulo e controlo do mesmo, e o registo dos dados. Para terminar foi desenvolvida uma aplicação móvel de forma a facilitar o controlo e visualização dos resultados pretendidos.

Este dispositivo é uma prova de conceito, sendo que os equipamentos utilizados não são necessariamente os mais indicados, um exemplo disso mesmo é a bateria utilizada, devido às suas dimensões, não compatíveis com a ideia do projeto.

Como discutido anteriormente, o projeto foi passando por algumas modificações até se chegar ao projeto final, sendo que tal será referido de forma breve sobre essas etapas e então sim, falar-se-á sobre o dispositivo final.

4.1. Evolução do sistema

O pilar fundamental deste dispositivo mantém-se assente no facto de que a Apneia Obstrutiva do Sono provém da ausência de estímulos elétricos provenientes do cérebro que fazem com que os músculos da língua relaxem o que faz com que obstruam as vias aéreas superiores, interrompendo o normal funcionamento respiratório.

Esses sinais elétricos podem ser detetados através de eletromiografia de superfície no maior músculo da língua, o Genioglosso.

Após ser adquiridos através do sensor de EMG, estes sinais podem ser processados de maneira que quando essa ausência/ enfraquecimento dos sinais detetados ocorra, seja entendido como o início de uma potencial apneia. Desta forma, e com este conhecimento, podem-se desenvolver ideias para tentar colmatar estes efeitos, e tentar solucionar o problema. Está descrito na literatura, e discutido anteriormente, que a electroestimulação é um meio eficaz de estimular a musculatura da língua, promovendo o seu normal funcionamento. Para além disso, seria importante ter acesso aos dados de forma que o médico especialista tivesse a oportunidade de adotar uma terapia mais incisiva e personalizada para cada paciente. Esses dados obtidos através do microcontrolador podem ser guardados numa base de dados de forma que, quando fosse necessário, tivessem a possibilidade de ser visualizados com facilidade. Tendo isso em vista, e a pensar no consumo energético, a primeira alternativa foi enviar os dados através de *Bluetooth BLE* para outro equipamento externo ao dispositivo, ficando esse equipamento externo encarregue de receber os dados e enviá-los para a base de dados. Assim sendo, e já encontrada uma forma de saber quando é que as apneias vão ocorrer, um método de as tentar evitar e uma forma de guardar os dados, apenas se precisa de idealizar e montar o circuito.

A primeira fase do circuito consistiu em utilizar um microcontrolador Arduíno Uno para o controlo do sistema. Neste estaria ligado o sensor de EMG, o qual recolheria os sinais eletromiográficos, um sensor de temperatura e humidade para ativação do sistema, e um módulo BLE, que seria responsável por enviar os dados para um recetor externo. Esse recetor seria um ESP32, que já tem um módulo BLE integrado, o que seria o ideal, tendo também um módulo Wi-Fi para poder enviar os dados para a base de dados.

Iniciou-se por considerar um módulo HM-10 e o BLE do ESP32. Na tentativa de melhor a solução tecnológica, foram considerados dois módulos HM10, um ligado ao Arduíno e o outro ao ESP, como mostra o diagrama da Figura 43.

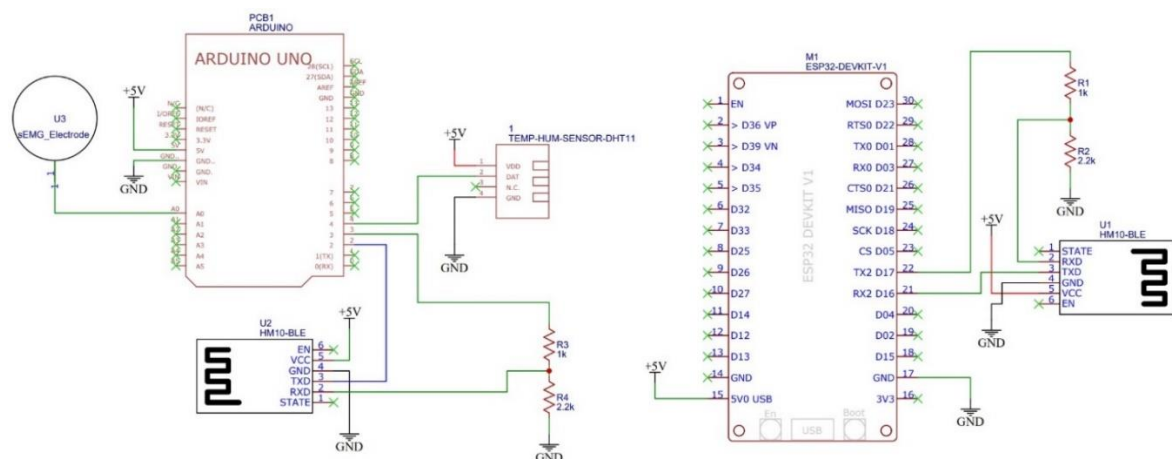


Figura 43. Diagrama de montagem Arduíno e ESP32.

Sendo o módulo HM-10 um módulo BLE, que não está totalmente configurado, acrescentando ainda a existência de uma grande contrafação do mesmo por módulos semelhantes, porém com menos capacidades, decidiu-se abandonar o HM10. No entanto, a opção de se utilizar BLE permanecia válida. A solução encontrada foi trocar o microcontrolador que até então estava a fazer o controlo do sistema, o Arduíno Uno, por um ESP32 passando a utilizar um como forma de controlo do sistema e o outro com a tarefa que já possuía anteriormente, fazendo apenas de ponte de ligação com a base de dados, como mostra a Figura 44.

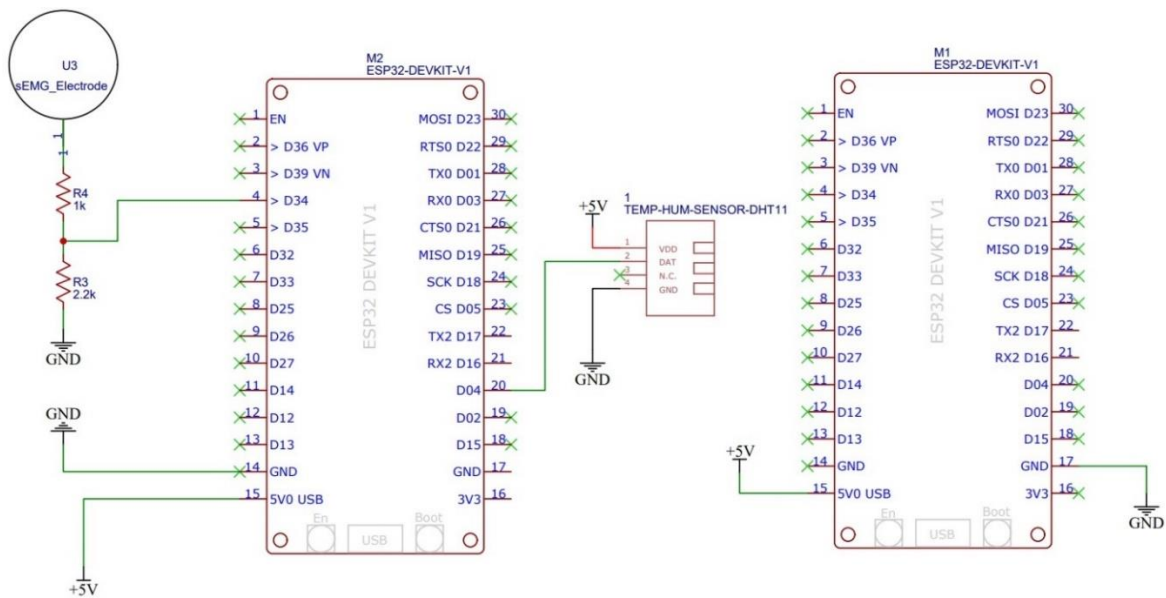


Figura 44. Diagrama de montagem ESP32.

Depois do código ser adaptado para o ESP32 o sistema estava a funcionar como desejado. A aquisição e tratamento dos dados era feita corretamente, através do protocolo ESP-NOW, os dois ESP32 conectavam-se um ao outro, enviando os dados entre si e escrevendo os dados na base de dados como desejado. Contudo, a ideia inicial teve de sofrer mais uma alteração, devendo-se, principalmente, a dois fatores.

O primeiro fator prende-se com a quantidade de tempo desde que o ESP fazia uma leitura, esse dado era enviado por BLE para o outro ESP, até que este por sua vez o escrevia na base de dados através de Wi-Fi. O problema residia neste ponto. O objetivo inicial era, em simultâneo, adquirir e escrever os dados na base de dados. Todavia, como o BLE e o Wi-Fi do ESP32 utilizam o mesmo rádio, fazendo com que apenas um possa estar a funcionar, não era possível funcionar o Wi-Fi e o *Bluetooth*, em simultâneo. Isto fazia com que os dados fossem lidos e enviados na perfeição, contudo entre serem recebidos e enviados para a base de dados havia um compasso de espera indesejado, pois o rádio estava ocupado com o BLE, não permitindo o Wi-Fi funcionar. Esta condição não só era somente ineficaz, como não

fazia o pretendido para este circuito pois enquanto o rádio não estivesse desocupado pelo Wi-Fi, para que uma nova leitura pudesse ser enviada por *Bluetooth*, o sensor de EMG também ficava em espera, resultando num número de leituras muito reduzido, não sendo desta forma possível detetar nenhuma potencial apneia.

O segundo fator estava relacionado com o conceito inicial da ideia em si. O facto de se querer guardar uma grande quantidade de dados era inviável e ao mesmo tempo irrelevante, isto é, essa quantidade de dados era irrelevante porque se iria armazenar todos os dados provenientes do EMG, não enfatizando o que realmente era importante: os eventos apneicos em si. Desta forma, a ideia mudou para o que se tornou no projeto final, que será detalhadamente explicado nos pontos seguintes.

4.2. Software

O projeto final continuou exatamente com os mesmos conceitos dos pontos anteriores, contudo em vez de ser utilizado um meio externo para enviar os dados para a base de dados, seria o próprio ESP 32 que a fazer o controlo do sistema, ficando encarregue de mais uma tarefa.

Parte do consumo energético foi sacrificado, uma vez que o Wi-Fi consome praticamente o dobro da energia do BLE, contudo, a simplicidade do sistema aumentou, diminuindo também a possibilidade de existência de erros ou impedimentos ao bom funcionamento do sistema. Todo o software foi desenvolvido baseado no fluxograma da Figura 45, e foi dividido em 5 partes principais:

- Fase da verificação de carregamento;
- Fase da aquisição dos valores da humidade e temperatura;
- Fase da iniciação do sistema e verificação dos parâmetros;
- Fase da leitura e processamento dos valores do sensor de EMG;
- Fase da estimulação e envio dos valores para a base de dados.

A função e modo de operação de cada uma destas partes será explicada em detalhe nos tópicos seguintes.

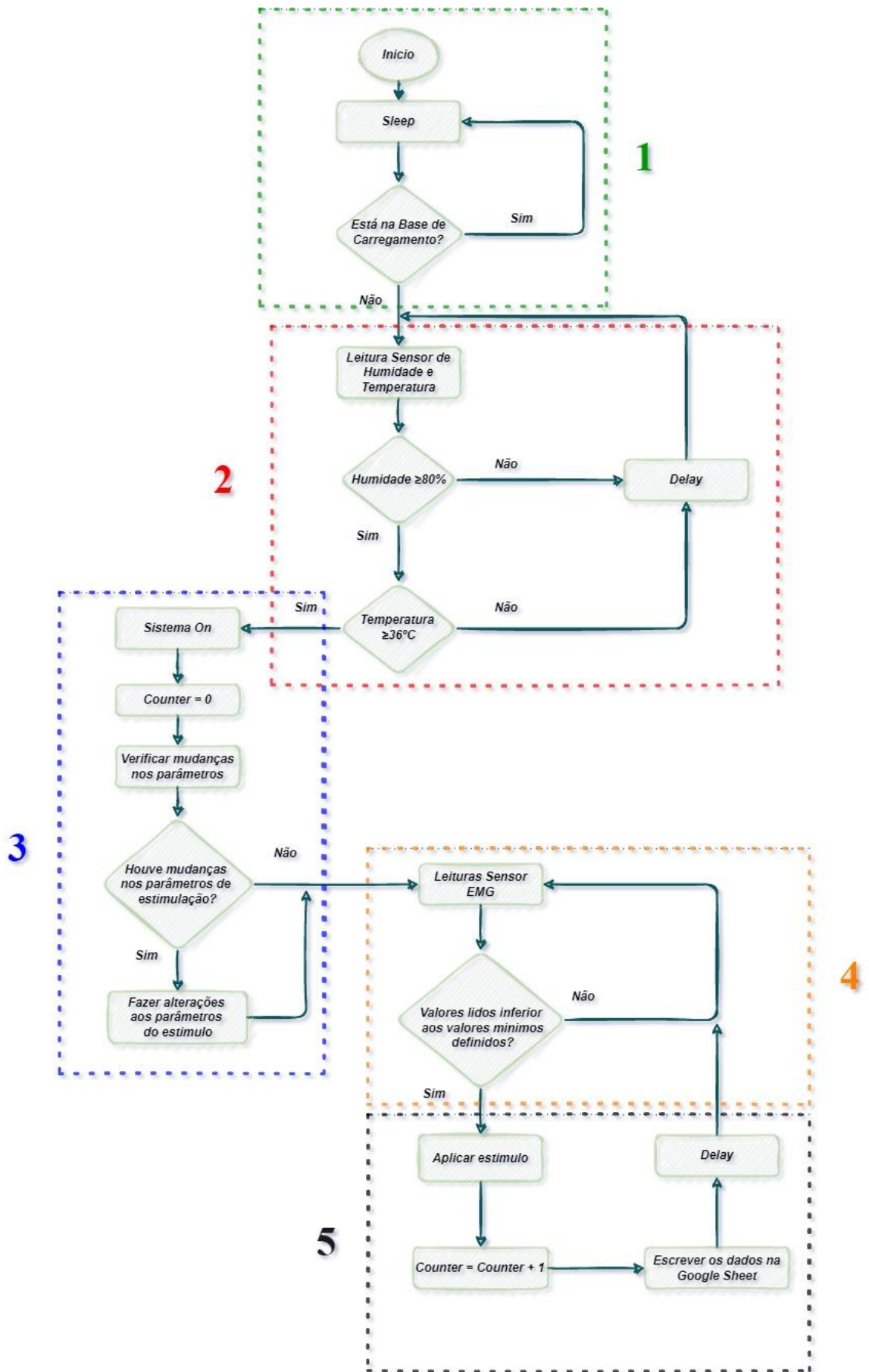


Figura 45. Fluxograma do Sistema

4.2.1. Verificação de carregamento

A primeira fase é a fase de verificação, se o sistema está em modo carregamento ou não, como mostra o código presente na Figura 46. Este verifica se o dispositivo está pousado sobre a base de carregamento. Enquanto não é retirado, o sistema está em modo de espera até que existam mudanças.

```
void checkCharging() {
  if (charge) {
    Serial.println("Em carregamento, retire o equipamento da base para iniciar o sistema");
    while (digitalRead(charging)) {
      //waiting
    }
    Serial.println("Carregamento completo. Iniciar Sistema.");
  }
  charge = false;
}
```

Figura 46. Código1 – Verificação de carregamento.

A variável *charge* foi definida como *True*, e enquanto essa premissa for cumprida o sistema está em modo de carregamento, ficando em espera. Quando o sistema sai do modo de carregamento, este apresenta a mensagem: “Carregamento completo. Iniciar o sistema”, o sistema inicia e passa-se à fase seguinte.

O modo de carregamento pode ser visualizado na Figura 47, que mostra a janela de *Monitor Serial* do Arduíno IDE, onde pode ser observada o arranque do sistema.

```
COM6
Connecting to wifi: REBELO
Em carregamento, retire o equipamento da base para iniciar o sistema 1
Carregamento completo. Iniciar Sistema.
Humidade: 46.00% Temperatura: 23.40°C
Humidade: 46.00
Humidade dentro dos parâmetros definidos, verificar Temperatura 2
Temperatura: 23.40C
Temperatura dentro dos parâmetros definidos
Time:Wednesday, -September-07-2022-16:42:04
getting data from spreadsheet:https://script.google.com/macros/s/AKfycby_
result gotten: 200
Payload: 1000 3
result gotten2: 200
Payload: 25
threshold : 1000 timing : 25
Voltage: 1392.53 mV
1392.53
Voltage: 1386.08 mV
1386.08
Voltage: 1372.38 mV
1372.38
Voltage: 1370.77 mV
1370.77
Voltage: 1378.83 mV
1378.83
Voltage: 1391.72 mV
1391.72
Voltage: 1385.27 mV
1385.27
Voltage: 1369.96 mV
3023.59
Time:Wed,07/09/22,16:43:19 5
POST data to spreadsheet:https://script.google.com/macros/s/AKfycby_8fbMN
HTTP Status Code: 200
Payload: <!DOCTYPE html><html><head><link rel="shortcut icon" href="//ssl
```

Figura 47. Monitor Serial do Arduino IDE contemplando em 1) a verificação do carregamento; 2) aquisição dos valores de Temperatura e Humidade; 3) a verificação dos parâmetros de estimulação; 4) a leitura dos sinais de EMG; 5) aplicação do estímulo e envio dos dados para a Google Sheet.

4.2.2. Verificação da Temperatura e Humidade

Após o dispositivo ser retirado da base de carregamento, este tem de obedecer a duas condições de forma que o sistema possa prosseguir. Estas condições têm o intuito de confirmar que a ativação é intencional, isto é, confirmar que o dispositivo foi retirado da base de carregamento com o intuito de ser utilizado pelo paciente, impedindo assim ativações do sistema erradamente, como por exemplo o dispositivo ser deslocado da base acidentalmente.

Isto é conseguido através do sensor de temperatura. Sendo a temperatura média corporal de um ser humano entre os 36°C e os 37°C, o dispositivo deve obedecer a esta condição. Como exposto anteriormente, o sensor utilizado tem uma precisão de $\pm 2^\circ\text{C}$. Assim sendo, a temperatura obtida pelo sensor tem de ser obrigatoriamente superior a 34°C de modo a contar essa taxa de precisão.

Como a cavidade oral é um sítio constantemente banhado por saliva, faz da boca um local com uma humidade bastante elevada, pelo que este é um fator complementar à temperatura. O DHT11 tem capacidade para detetar taxas de humidade de até 80% pelo que é um valor ideal para o interior da boca.

```
void hum() {
  while (1) {
    delay(2000);
    float h = dht.readHumidity();

    Serial.print(F(" Humidade: ")); Serial.println(h);
    hums = h;
    if (hums >= humSet) {
      Serial.println("Humidade dentro dos parâmetros definidos, verificar Temperatura");
      break;
    } else {
      Serial.println("Nives de Humidade inferiores ao parâmetros definidos");
    }
  }
}

void temp() {
  while (1) {
    delay(2000);
    // Read temperature as Celsius (the default)
    float t = dht.readTemperature();

    // Check if any reads failed and exit early (to try again).
    Serial.print(F("% Temperatura: ")); Serial.print(t); Serial.println(F("C "));
    temps = t;
    if (temps >= tempSet) {
      Serial.println("Temperatura dentro dos parâmetros definidos");
      break;
    }
  }
}
```

Figura 48. Código 2 - Verificação dos valores de temperatura e humidade.

Sendo que uma temperatura ambiente de 34°C pode facilmente ser atingida durante o verão, ou em países em que as temperaturas são mais elevadas, é mais eficaz o primeiro parâmetro de comparação ser a humidade. As variáveis “humset” e “tempset” correspondem aos valores limite de humidade e temperatura respetivamente, e foram definidas anteriormente como mostra a Figura 49.

```
int
X = 0,
tempset = 34,
humset = 80,
hums = 0,
temps = 0;
```

Figura 49. Código 3 - Valores limite de humidade e temperatura.

As variáveis “hums” e “temps” foram definidas a zero inicialmente, contudo estas assumem os valores lidos pelo sensor.

Após o sistema verificar que o dispositivo saiu da base de carregamento, este faz uma leitura da humidade adicionando o valor obtido à variável “hums”, como apresenta a Figura 48. É feita uma comparação entre esse valor e o valor definido inicialmente. Se o valor da variável “hums” for igual ou superior ao valor da variável “humset”, indica que os níveis de humidade estão dentro dos parâmetros definidos, passando então à leitura da temperatura.

O processo para a temperatura é semelhante. O sensor regista o valor da temperatura, esse valor é adicionado à variável “temps” e comparado com a variável “tempset” definida inicialmente.

Se estas duas condições forem satisfeitas, é dada a indicação ao sistema de que dispositivo se encontra dentro da boca, e pronto a ser utilizado.

Estas condições podem ser observadas na Figura 47, que mostra esta operação através do *Monitor Serial*.

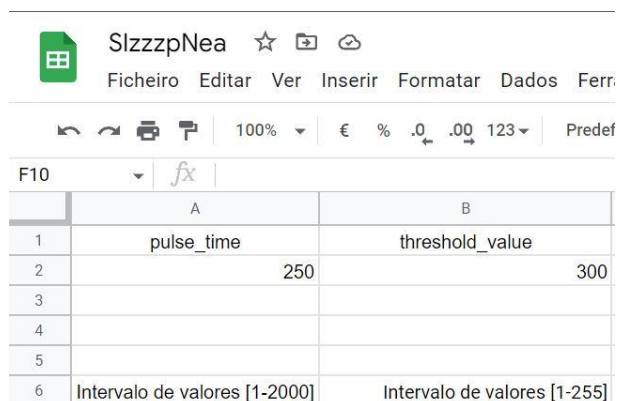
4.2.3. Verificação de parâmetros de estimulação

Assim que as condições das duas fases anteriores estiverem satisfeitas, quer dizer que o sistema está pronto a funcionar e deve ser ligado.

Todas as vezes que o sistema inicia, este deve iniciar uma variável com valor zero, representada na Figura 49 como “X = 0”, que tem a função de contador.

Em seguida, antes de poder prosseguir, é necessário efetuar a verificação se existiram alterações nos valores de estimulação.

Estes valores são os parâmetros que controlam o impulso de estimulação, sendo um deles a amplitude do impulso e o outro a duração do impulso. Estes valores estão guardados na base de dados, que neste caso é uma *Google Sheet*, como apresenta a Figura 50.



	A	B
1	pulse_time	threshold_value
2	250	300
3		
4		
5		
6	Intervalo de valores [1-2000]	Intervalo de valores [1-255]

Figura 50. Google Sheet contendo os parâmetros de estimulação.

Para que o microcontrolador ESP32 consiga aceder a estes dados, primeiramente necessita de conexão Wi-Fi, visto que os dados estão guardados na nuvem. Para o ESP32 se conectar a uma rede Wi-Fi, precisa de dois dados: o SSID, o nome da rede e a palavra-passe. Esta parcela do código está representada na Figura 51.

```
void setup() {
  // Set device as a Wi-Fi Station
  WiFi.mode(WIFI_AP_STA);
  WiFi.begin(ssid, password);
  //check wi-fi is connected to wi-fi network
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(1000);
    Serial.print(".");
  }
  delay(1000);
  // connect to WiFi
  Serial.println();
  Serial.print("Connecting to wifi: ");
  Serial.println(ssid);
  Serial.flush();
  WiFi.begin(ssid, password);
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.print(".");
  }
}
```

Figura 51. Código 4 – Setup de comunicação.

Começou-se por definir o modo de operação do ESP32, de forma que este possa ligar-se via Wi-Fi, como mostrado na Figura 51. Em seguida, vai tentar conectar-se à rede SSID, adicionada previamente a palavra-passe, também ela fornecida anteriormente.

Após estar conectado, este precisa de aceder à *Google Sheet* para obter as informações sobre os parâmetros de estimulação. Contudo, para que essa iteração possa acontecer, e o ESP32 possa interagir sobre a forma de leitura com a *Google Sheet*, é necessário o auxílio de um *Google Script*. Este encontra-se disponível no Apêndice A e tem como função especificar e automatizar através de funções a tarefa que se pretende realizar.

```
//-----getting response from google sheet-----
HTTPClient http;
count = 0;
urlFinal = "https://script.google.com/macros/s/" + GOOGLE_SCRIPT_ID + "/exec?" + "date=" + "0" + "&sensor=" + "&mode=1";
urlFinal2 = "https://script.google.com/macros/s/" + GOOGLE_SCRIPT_ID + "/exec?" + "date=" + "0" + "&sensor=" + "&mode=2";
Serial.print("getting data from spreadsheet:");
Serial.println(urlFinal);
```

Figura 52. Código 5 - modo de operação.

Este script foi programado de forma a funcionar apenas para uma *Google Sheet* específica, não acessível a mais ninguém, operando em três modos distintos, “chamados” no código do ESP32, de modo a realizarem as tarefas desejadas, como mostra a Figura 52.

Através deste recurso, os valores contidos na *Google Sheet* são recolhidos e adicionados às suas variáveis, como visível o código presente na Figura 53.

```
//-----Amplitude do Impulso-----
http.begin(urlFinal.c_str());
http.setFollowRedirects(HTTPC_STRICT_FOLLOW_REDIRECTS);
httpCode = http.GET();
Serial.print("result gotten: ");
Serial.println(httpCode);

String payload;
if (httpCode > 0) {
  payload = http.getString();
  Serial.println("Payload: " + payload);
  thresh = payload.toInt();
}
//-----Duração do Impulso-----
http.begin(urlFinal2.c_str());
http.setFollowRedirects(HTTPC_STRICT_FOLLOW_REDIRECTS);
httpCode = http.GET();
Serial.print("result gotten2: ");
Serial.println(httpCode);

if (httpCode > 0) {
  payload = http.getString();
  Serial.println("Payload: " + payload);
  timing = payload.toInt();
}
|
http.end();
}

Serial.print("threshold : ");
Serial.print(thresh);
Serial.print(" timing : ");
Serial.println(timing);
emgInfo.setting = timing;
emgInfo.times = thresh;
delay(1000);
}
```

Figura 53. Código 6 – Recolha de valores contidos na *Google Sheet*.

Esta etapa também está documentada na Figura 47, através do *Monitor Serial* do Arduino IDE.

Tendo estes valores definidos, o sistema está pronto para passar à próxima etapa.

4.2.4. Aquisição e processamento do sinal de EMG

Este é o ponto mais importante de todo o sistema. É através do sucesso desta operação que os eventos apneicos esperam ser evitados. O sensor de EMG através dos eletrodos colocados na base da língua, em contacto com o músculo genioglosso recolhe e trata os dados de forma a poderem ser lidos pelo ADC, como explicado anteriormente.

Por sua vez, o microcontrolador transforma os dados e compara-os com um valor predefinido previamente. Este valor difere de pessoa para pessoa, necessitando de um estudo prévio individual para detetar os valores limite ideais.

A premissa fundamental apoia-se no facto dos valores lidos pelo sensor de EMG serem muito inferiores aquando de uma apneia, contudo e para que fosse possível testar, esse papel foi invertido. Conscientemente, é possível contrair um músculo de diversas formas, como por exemplo fletir o braço ou encerrar o punho, já o contrário é impossível.

Não é possível conscientemente simular uma apneia para que esses dados possam ser lidos por um sensor de eletromiografia. Esta operação é conseguida através do código da Figura 54, e o resultado pode ser observado na Figura 47.

```
emg = val;
float sensorValue = emg;
float millivolt = (sensorValue / 4095) * 3.3;

Serial.print("Voltage: ");
Serial.print(millivolt * 1000);
Serial.println(" mV");
Serial.println("");
emg = millivolt * 1000;
Serial.println(emg);
delay(15);
evaluateParm();// a little stimulus
```

Figura 54. Código 7 – Simulação de dados adquiridos por sensor de eletromiografia.

A última linha do código da Figura 54 leva-nos diretamente para a quinta, e última, etapa deste circuito.

4.2.5. Estimulação e envio de dado para a base de dados

A quinta, e última fase, complementa a fase anterior, na medida em que a comparação dos valores obtidos é feita com o valor definido anteriormente. Neste caso

específico para fazer os testes, sempre que o valor obtido e tratado pelo sensor EMG é superior ao valor definido, é enviado um impulso de estimulação, como mostra o código da Figura 55.

```
void evaluateParm() {
  if (emg > setVal) {
    // apply impulse
    ledcWrite(ledChannel, emgInfo.setting);
    delay(emgInfo.times);
    ledcWrite(ledChannel, 0);
    X = X +1;
    sendToSheet();
  }
}
```

Figura 55. Código 8 - Impulso de estimulação.

Este estímulo é produzido através da técnica de PWM (discutida no ponto 3.3.1.), que envia um impulso com um valor de amplitude e duração obtidos anteriormente quando foi feita a verificação dos parâmetros na *Google Sheet*.

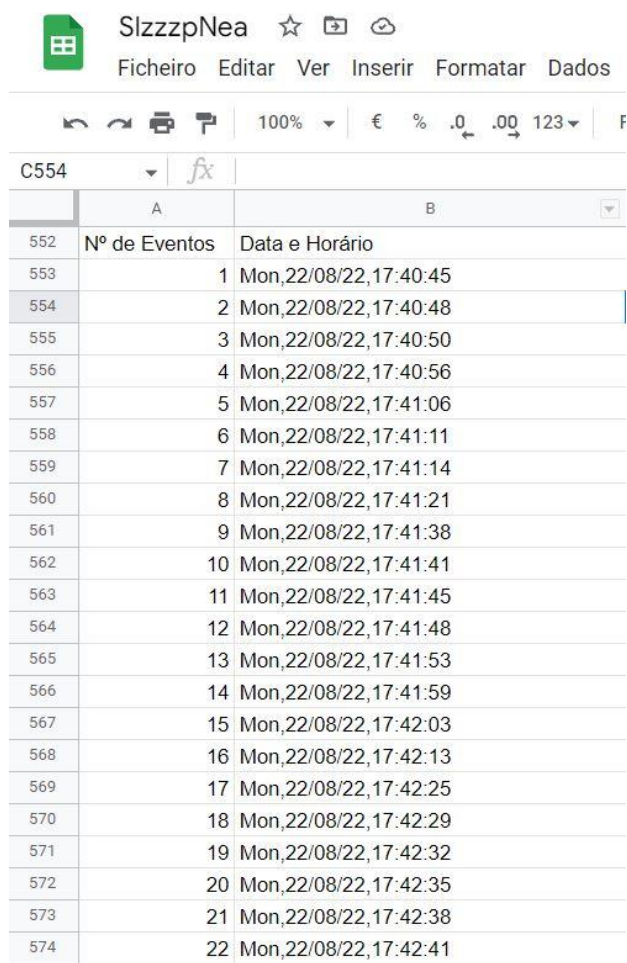
Seguidamente, o contador que tinha sido iniciado com o sistema e tinha um valor igual a zero, é incrementado numa unidade. Este valor representa o número de apneias detetadas e tratadas por cada utilização do dispositivo, ou seja, idealmente por cada noite de utilização.

O número de apneias e o intervalo de horas a que elas possam ser mais predominantes é de extrema relevância para o médico que acompanha a terapia, através destes dados ele pode ver se o dispositivo está a funcionar nos moldes desejados e aplicar uma terapia mais personalizada a cada doente, durante a duração do tratamento. A parametrização da electroestimulação deve ficar a cargo do médico podendo apenas ele modificar os parâmetros (ver Figura 56).

```
void sendToSheet() {
  if (WiFi.status() == WL_CONNECTED) {
    static bool flag = false;
    struct tm timeinfo;
    if (!getLocalTime(&timeinfo)) {
      Serial.println("Failed to obtain time");
      return;
    }
  }
  static bool flag = false;
  struct tm timeinfo;
  char timeStringBuff[50]; //50 chars should be enough
  strftime(timeStringBuff, sizeof(timeStringBuff), "%a,%d %m %y,%H:%M:%S", &timeinfo);
  String asString(timeStringBuff);
  asString.replace(" ", "/");
  Serial.print("Time:");
  Serial.println(asString);
  String urlFinal = "https://script.google.com/macros/s/" + GOOGLE_SCRIPT_ID + "/exec?" + "date=" + asString + "&sensor=" + String(X) + "&mode=3";
  Serial.print("POST data to spreadsheet:");
  Serial.println(urlFinal);
  HTTPClient http;
```

Figura 56. Código 9 - Parametrização da electroestimulação.

A cada evento apneico, o sistema incrementa o contador uma vez, guarda esse valor e regista a hora do ocorrido, enviando de seguida esses dados para a *Google Sheet*, como pode ser observado na Figura 57.



The image shows a screenshot of a Google Sheet spreadsheet. The spreadsheet has two columns: 'Nº de Eventos' (Number of Events) and 'Data e Horário' (Date and Time). The data is as follows:

	A	B
552	Nº de Eventos	Data e Horário
553	1	Mon,22/08/22,17:40:45
554	2	Mon,22/08/22,17:40:48
555	3	Mon,22/08/22,17:40:50
556	4	Mon,22/08/22,17:40:56
557	5	Mon,22/08/22,17:41:06
558	6	Mon,22/08/22,17:41:11
559	7	Mon,22/08/22,17:41:14
560	8	Mon,22/08/22,17:41:21
561	9	Mon,22/08/22,17:41:38
562	10	Mon,22/08/22,17:41:41
563	11	Mon,22/08/22,17:41:45
564	12	Mon,22/08/22,17:41:48
565	13	Mon,22/08/22,17:41:53
566	14	Mon,22/08/22,17:41:59
567	15	Mon,22/08/22,17:42:03
568	16	Mon,22/08/22,17:42:13
569	17	Mon,22/08/22,17:42:25
570	18	Mon,22/08/22,17:42:29
571	19	Mon,22/08/22,17:42:32
572	20	Mon,22/08/22,17:42:35
573	21	Mon,22/08/22,17:42:38
574	22	Mon,22/08/22,17:42:41

Figura 57. Registo do número de eventos apneicos na base de dados.

Para o envio destes dados para a *Google Sheet* ser possível, é necessário utilizar mais uma vez o script presente no Apêndice A, que permite aceder a página e escrever o valor numa célula disponível guardando-o automaticamente.

4.3. Hardware

É preciso relembrar que o *software* e *hardware* estão intrinsecamente conectados, dependendo do bom funcionamento de um para o bom funcionamento do outro. Nesta dissertação, estas duas secções foram separadas de forma a tornar a leitura mais

estruturada, contudo, em termos de trabalho prático estas foram progredindo em conjunto, sofrendo modificações ao longo do caminho.

Após a aferição dos componentes necessários, passou-se ao desenvolvimento do circuito de forma a interligar o código com a parte física. Este é mostrado na Figura 58.

Este circuito está dividido em três partes principais: a parte do circuito de carga; a parte do circuito de alimentação e a parte do circuito de processamento.

Na primeira parte, o circuito de carga, o esquema mostra uma porta USB conectada ao sistema de carregamento Qi mais propriamente a bobina Tx (transmissora). Idealmente, no dispositivo idealizado, este circuito ficaria dentro da base de carregamento, sendo externa ao dispositivo em si. Este módulo de carregamento por indução funciona com 5V de entrada, como visto anteriormente. Assim sendo, este poderia ser ligado via USB a um transformador convencional de forma a carregar o circuito quando este se encontra próximo.

Durante os testes, esta bobine foi ligada a uma fonte de alimentação que lhe fornecia 5V de modo a poder carregar o circuito.

O circuito de alimentação é um pouco mais complexo, uma vez que é necessário utilizar-se alguma eletrónica para que este possa funcionar corretamente.

A bobina Tx que se encontra na base de carregamento transmite à bobina Rx que se encontra no dispositivo 5V para carregar a bateria. A bateria por sua vez tem uma tensão máxima de carga de 4,2V, não sendo possível alimentá-la com os 5V recebidos pela bobina Rx. Para que esta alimentação seja possível é necessário utilizar-se um conversor Buck. Este conversor, como discutido anteriormente, converte a tensão de entrada numa tensão de saída específica de modo que a bateria possa ser carregada em segurança. Neste circuito este conversor tem a função de baixar a tensão de entrada de 5V para uma tensão de 3,3V.

Em seguida, neste circuito está presente um LED. Este tem uma finalidade visual de modo a ser perceptível, durante a fase de testes, quando é que o sistema está em carregamento (LED ligado) ou quando este está a ser alimentado pela bateria (LED desligado).

Entre o sistema de carregamento e a bateria foi colocado um diodo. Este serve para que seja permitida a passagem de corrente proveniente da fonte de carregamento até à bateria, no entanto, impede o fluxo de energia no sentido contrário. Este diodo está presente no sistema para que quando o circuito não está na base de carregamento a bateria não alimente a bobina Tx ou o LED.

Quando o sistema está em funcionamento, este é totalmente dependente da bateria uma vez que se trata de um dispositivo portátil. No entanto, a bateria utilizada quando totalmente carregada tem habitualmente uma tensão nominal de 3,7V, sendo que durante os primeiros ciclos de carga pode chegar aos 4,2V, um valor bastante superior aos limites máximos suportados pelo ESP32.

Para que a tensão de entrada do sistema esteja nos parâmetros ideais para o bom funcionamento do microcontrolador é necessário, mais uma vez, recorrer à utilização de um Conversor Buck, baixando então a tensão para os 3,3V, ideais para alimentação do circuito.

Por fim, o circuito de processamento onde o *hardware* e o *software* se fundem de modo a fazer o sistema funcionar como desejado.

O pino D2 do ESP32 que está ligado à saída do sistema de carregamento, tem a função de controlo do arranque do circuito. Sempre que este pino estiver a ser alimentado, isto reporta ao sistema que o dispositivo se encontra na base de carregamento não necessitando de estar a funcionar. Assim que este pino deixa de receber sinal, significa que o dispositivo foi retirado da base de carregamento, fazendo com que o microcontrolador desperte, prosseguindo para a verificação dos requisitos seguintes descritos no código.

O sensor de temperatura, alimentado pelo ESP32 através dos pinos 3v3 e GND, fornece as leituras necessárias através do pino D4.

Quando todas as condicionantes presentes no código são satisfeitas, o sensor de EMG pode iniciar a recolha dos dados através dos elétrodos de superfície. Este é alimentado pelos mesmo pinos que o sensor DHT11, e transmite os dados ao ESP32 através do pino D34.

Sempre que for detetado um possível evento apneico através do ESP32, é enviado um estímulo elétrico através do pino RX2 com os parâmetros definidos na programação através do elétrodo de estimulação mais à esquerda. O LED presente nesta parcela do circuito tem mais uma vez uma função visual para que durante os testes seja perceptível quando o estímulo é aplicado. Este LED uma vez que também está conectado ao elétrodo de estimulação é possível visualizar, através dele, as características desse estímulo. Quanto maior for a intensidade luminosa maior será a intensidade do estímulo, a duração do estímulo é tanto maior quanto o tempo que o LED se encontra ligado.

5. Interface de utilização

Após o sistema se encontrar a funcionar como pretendido, foi desenvolvida uma interface para facilitar a visualização do tratamento assim como facilitar a parametrização de modo que as alterações dos parâmetros de estimulação, pudessem ser feitas instantaneamente sem a necessidade de interações físicas com o dispositivo individual de cada paciente. Para isso, foi concebida uma ideia de aplicação para telemóvel, que tivesse algumas características em específico e foi formulado um esboço inicial do que se pretendia, através de um *Wireframe*.

Uma vez que se vive numa sociedade para a qual o telemóvel é indispensável, ter acesso aos dados do tratamento e observar de uma forma mais interativa o que realmente está a acontecer durante o sono, é certamente um ponto a favor deste dispositivo, na medida em que quanto mais personalizado e visualmente estimulante for um dispositivo, maior será a probabilidade de ser aceite mais facilmente.

Este *Wireframe* pode ser visualizado através da Figura 59, que representa o ponto de partida para essa aplicação, sendo que alguns pontos foram melhorados.

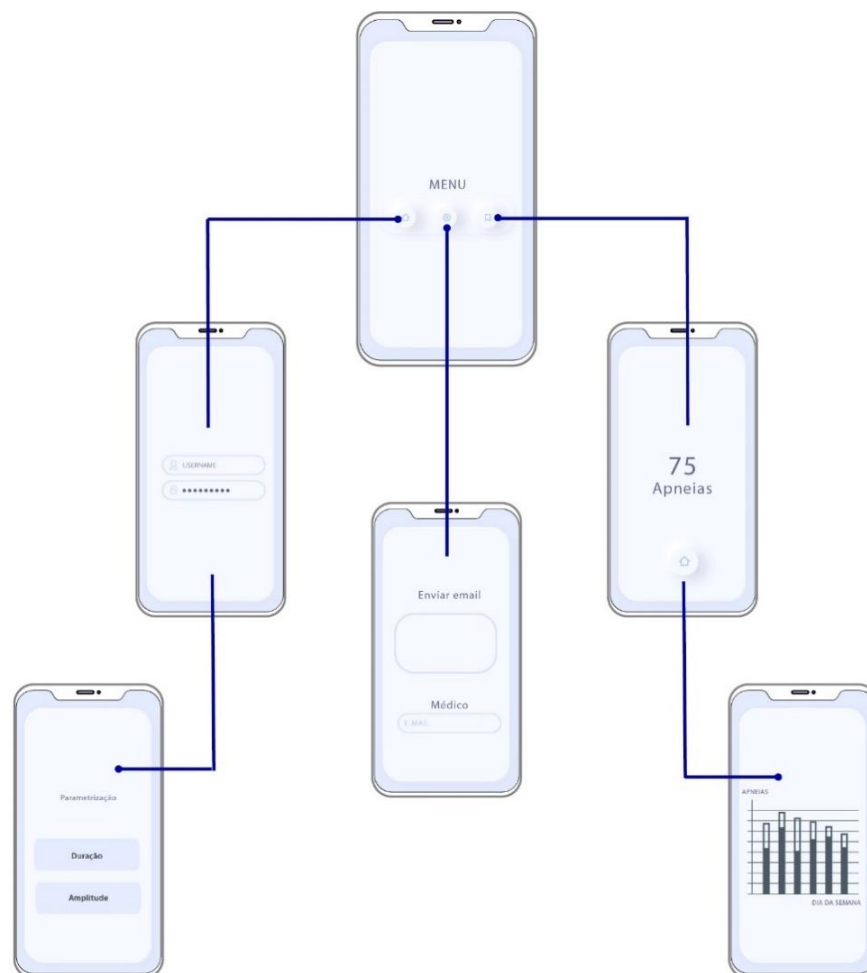


Figura 59. Wireframe inicial da aplicação.

A aplicação móvel desenvolvida através da plataforma *MIT APP Inventor*, foi batizada de “SlzzpNea”, tendo sido desenvolvido um logótipo para a mesma.

Esta tem duas funções principais: a exposição dos dados sobre a terapia e a segunda de controlo do dispositivo.

A primeira é direcionada ao utilizador. Esta permite que o utilizador, após acordar da sua noite de sono tenha acesso ao histórico dessa mesma noite. A aplicação apresenta o número de apneias prevenidas durante a duração em que o dispositivo foi utilizado, sendo que permite ainda o acesso aos dados de toda a semana através de gráficos. Esta facilidade de acesso e demonstração dos dados semanais pode ser uma mais-valia, uma vez que se pode associar um maior número de eventos apneicos durante um dia em específico, a um comportamento praticado no mesmo dia. Um exemplo disso pode ser a existência de um aumento do número de apneias todas as sextas-feiras, comparativamente com o resto da semana. Se o utilizador tiver por hábito de às sextas-feiras se encontrar com amigos num bar, o aumento do número de apneias, pode, por exemplo, ser associado ao consumo de bebidas alcoólicas nesse dia, que como descrito anteriormente, poderá ser um fator que potencialize a doença. O utilizador que através da aplicação tenha conhecimento desse aumento, pode, voluntariamente, evitar esses comportamentos de risco, tendo em vista uma diminuição da gravidade da AOS.

A aplicação permite, também, enviar automaticamente o relatório semanal do tratamento diretamente para o médico especialista, podendo ainda questionar e/ou aconselhar-se com o seu médico diretamente na aplicação.

A segunda vertente desta aplicação vai de encontro ao acompanhamento médico.

O especialista, através de um login poderá aceder à parametrização do dispositivo. Este pode, em qualquer altura, alterar os parâmetros de estimulação através de alguns passos. Esta fácil interação com o tratamento é de extrema importância, uma vez que o médico pode, após queixa do paciente ou após análise do relatório semanal, modificar a terapia para ir de encontro às necessidades do paciente.

O valor da intensidade do estímulo assim com a duração do estímulo pode ser alteradas as vezes que forem necessárias, contudo o dispositivo só irá fazer essa alteração após a próxima ativação.

Em seguida, será explicada de forma breve a aplicação, sendo que em cada figura do lado esquerdo é representado o código de blocos e do lado direito é representado o ecrã do telemóvel (Figura 60).

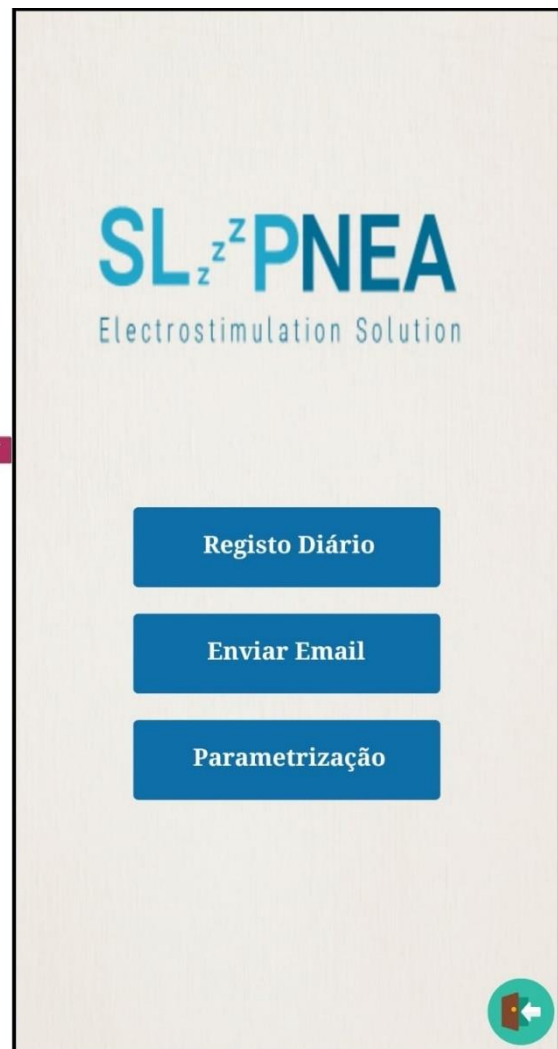
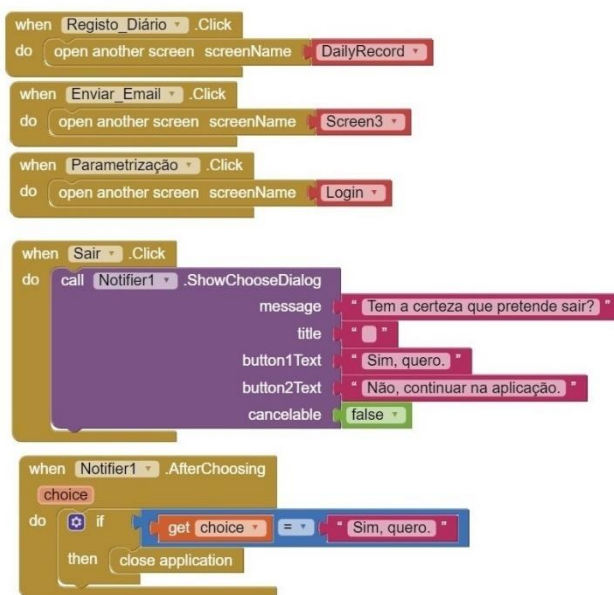


Figura 60. Menu inicial da aplicação.

A Figura 60 representa o menu principal da aplicação. Neste existem quatro botões, os três primeiros “Registo Diário”, “Enviar Email” e “Parametrização”, quando seleccionados nos levam diretamente aos ecrãs que o nome indica. O quarto botão é o botão para sair da aplicação. Este quando pressionado, questiona se realmente se pretende sair da aplicação, procedendo de acordo com a resposta seleccionada pelo utilizador.

Quando o botão seleccionado é o botão “Registo Diário”, este encaminha o utilizador para a página mostrada na Figura 61. Aqui, assim que se entra é apresentado o número de potenciais apenas evitadas durante a última utilização do dispositivo.

Para tal, a aplicação necessita de aceder à base de dados, neste caso a *Google Sheet*, onde previamente o circuito já registou esses dados durante o tempo de terapia.



Figura 61. Demonstração do código e da janela do registo diário da aplicação.

Mais uma vez, para aceder à *Google Sheet* e ler esse valor, a aplicação necessita do auxílio de um script. Este script, disponível no Apêndice B, permite que a aplicação entre na base de dados e recolha a coluna onde se encontram adicionados esses dados exportando-a para o formato CSV. A aplicação por sua vez irá a esta lista, e obtém o último valor disponível para apresentar ao utilizador.

Desta página é possível voltar para o menu inicial ou abrir o gráfico semanal.

Na página exposta na Figura 62 é possível seleccionar dois tipos de gráficos diferentes. Com qualquer uma das opções, Gráfico de Barras ou Gráfico Circular, é facilmente visível o número de ocorrências diárias durante toda a semana, adicionalmente caso se passe o dedo por cima de qualquer uma das parcelas é mostrado, em detalhe, os valores para esse dia em específico.

É a esta parte que foi feita anteriormente a referência, que com conhecimento de causa e com iniciativa é possível alterarem-se certos hábitos que potencializam, ou até mesmo causam maior número de eventos apneicos diários.

```

when Gráfico_Barras - Initialize
do call Web1 - .Get

when Web1 - GotText
url responseCode responseType responseContent
do set global table to list from csv table text get responseContent
call ReadingData
call ChartMaker1 - DrawBarGraph
title
types make a list string
labels make a list numero
items get global task2
values get global task
webViewer WebView1 -
call ChartMaker1 - DrawBarGraph
title Gráfico semanal de Apneias prevenidas por dia
types make a list string
labels make a list numero
items get global task2
values get global task
webViewer WebView1 -

when Home - Click
do open another screen screenName Screen1

when Back - Click
do open another screen screenName Gráfico

when Refresh - Click
do call refresh -
screen Gráfico_Barras

initialize global table to create empty list
initialize global task to create empty list
initialize global task2 to create empty list

to ReadingData
do remove list item list get global table
index 1
for each item in list get global table
do add items to list list get global task
item select list item list get item
index 1
add items to list list get global task2
item select list item list get item
index 2

to refresh screen
do open another screen screenName do close screen
result get screen

```

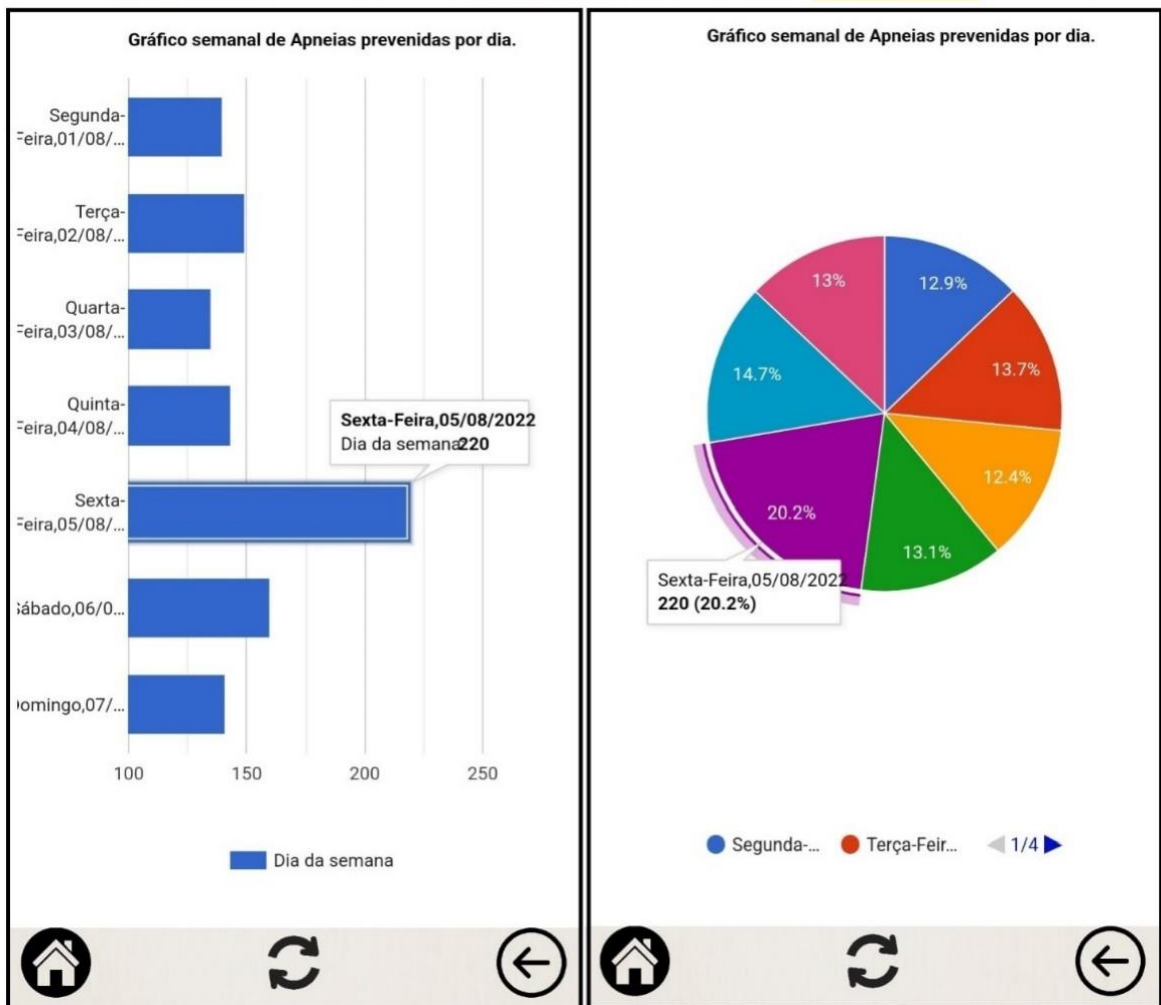


Figura 62. Demonstração do código e das janelas do gráfico de barras e do gráfico circular da aplicação.

Na base de dados é guardado, numa folha separada, o valor relativo ao número de apneias diário de cada dia de utilização do dispositivo para que a aplicação possa recolher esses dados e os apresente sobre a forma de gráfico com o auxílio da extensão *ChartMaker*.

Caso no menu principal o botão seleccionado for “Enviar Email”, este redireciona diretamente para a página mostrada na Figura 63.

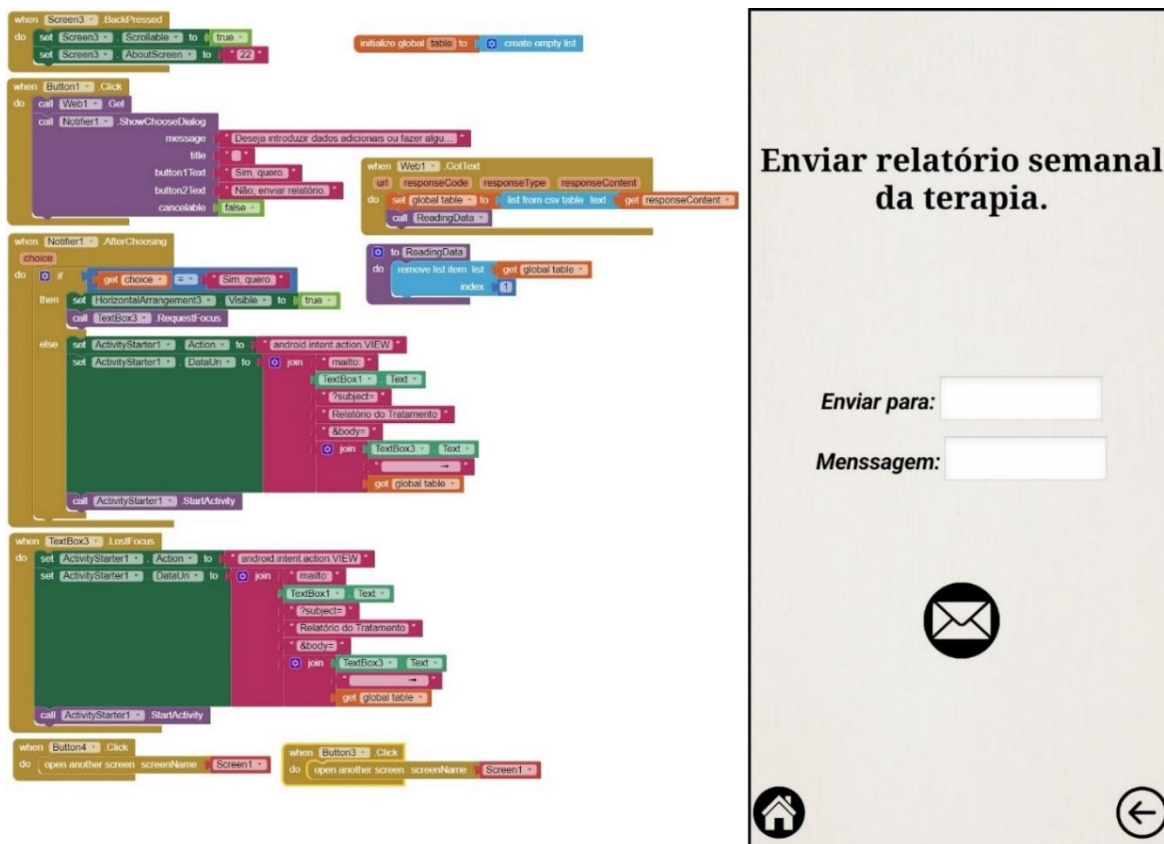


Figura 63. Demonstração do código e da janela de email da aplicação.

Esta página tem o intuito de ser uma ferramenta prática para o utilizador do dispositivo, uma vez que apenas necessita de colocar o email do seu médico e a aplicação automaticamente recolhe os dados da *Google Sheet*, disponibilizando-os para envio.

Esta página também oferece a opção de contactar, de uma forma simplificada, o médico, permitindo que o utilizador possa pedir alguma informação ou comunicar algum erro com o dispositivo, de uma maneira mais rápida e intimista.

O envio destes relatórios é fulcral para que o médico consiga proporcionar a melhor terapia possível para o paciente.

Se porventura o botão seleccionado no menu principal for o botão “Parametrização”, este leva o utilizador diretamente para a página de confirmação de identidade, como mostra a Figura 64.

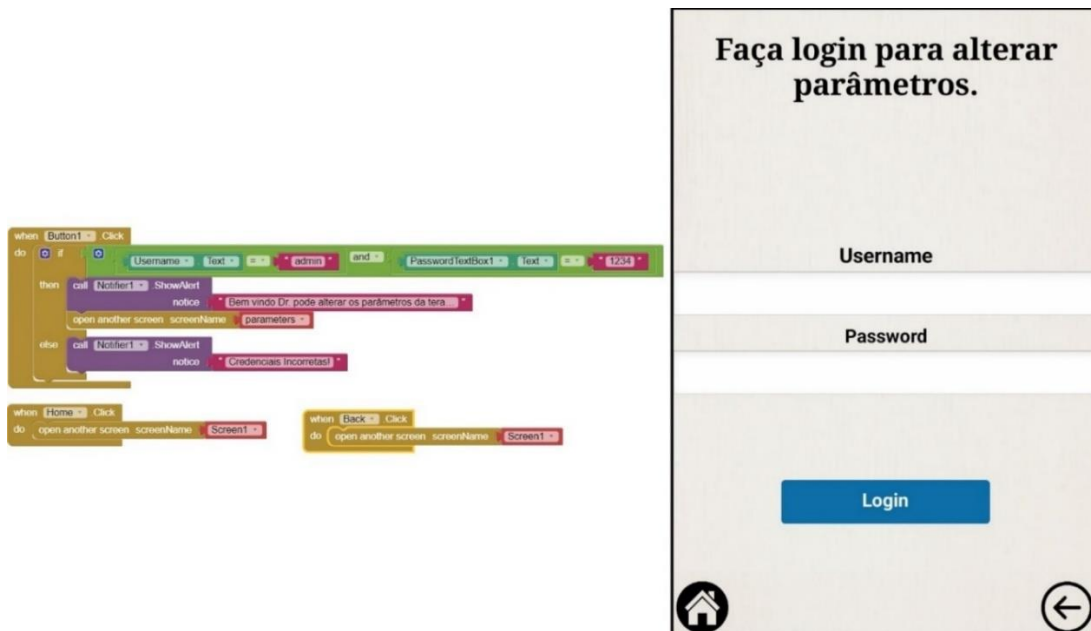


Figura 64. Demonstração do código e da janela de Login da aplicação.

Esta página destina-se apenas a confirmar que quem vai entrar nesta página é alguém de direito, com permissão para o fazer, evitando assim descuidos ou erros por negligência. Se o nome de utilizador ou a password estiverem errados é emitido um sinal de aviso que diz “Credenciais Incorretas!” e a aplicação permanece na mesma janela. Por outro lado, se realmente tiver permissão, é mostrada a mensagem “Bem-vindo Dr. pode alterar os parâmetros da terapia.”, e a aplicação segue para a janela da Figura 65.

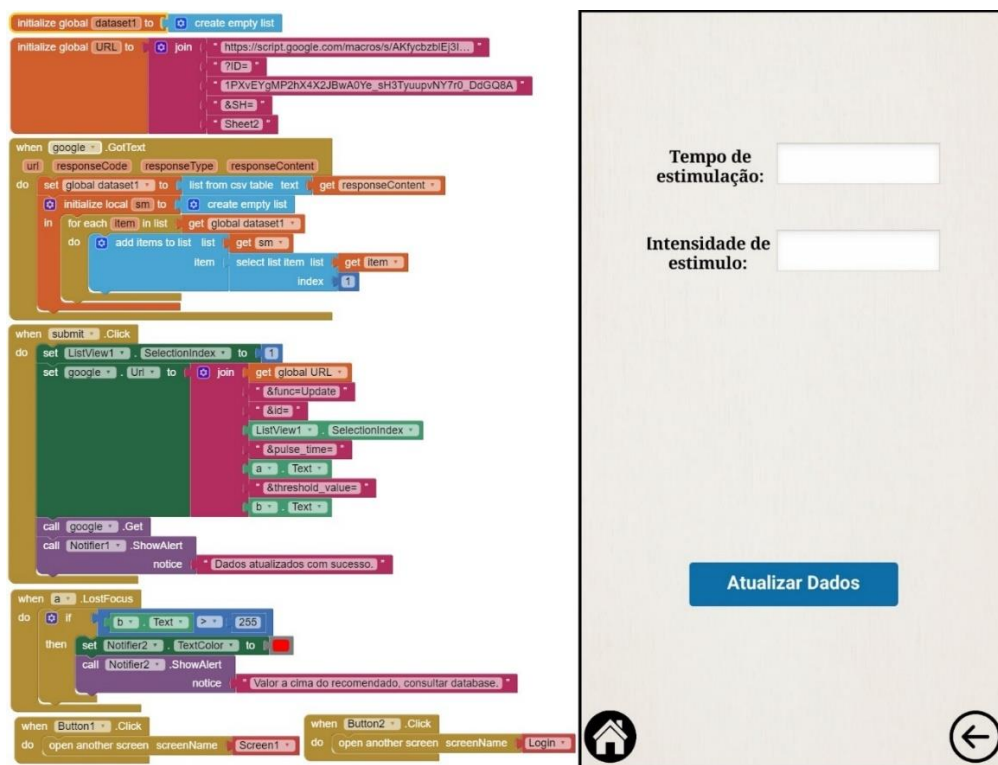


Figura 65. Demonstração do código e da janela de Parametrização da aplicação.

Nesta janela, o médico pode alterar os parâmetros do pulso de estimulação. É possível alterar o valor da intensidade do impulso, que traduzido é a amplitude do sinal e o tempo de estimulação que é o tempo durante o qual esse sinal é enviado pelo microcontrolador.

Depois dos parâmetros definidos, estes são enviados para a *Google Sheet*, contudo se os valores ultrapassarem os valores limites, surgirá um aviso de modo a alertar para esse facto.

A segunda parte do script falado anteriormente, e disponível no Apêndice B, é que torna este registo dos dados possível sendo o meio de conexão entre a aplicação, a *Google Sheet* e por sua vez o dispositivo.

A vertente deste menu tem como foco facilitar a interação médico-dispositivo, na medida em que os parâmetros da terapia podem ser alterados sempre que o médico assim o entender, sem a necessidade do paciente ter de se deslocar ao encontro do especialista, visto que pode ser feito à distância, diferenciando-se assim dos dispositivos disponíveis atualmente no mercado.

6. Montagem final e testes

6.1. Montagem do sistema.

Todo o sistema foi montado segundo o esquema do circuito presente na Figura 58.

A Figura 66 mostra o circuito completamente montado, alimentado através da bateria representada pelo número 5, é visível também o sistema de carregamento sem fios no número 6, o sensor de temperatura e humidade pelo número 1, o microcontrolador ESP32 é identificado pelo número 2, o sensor de EMG com o número 3 e os dois conversores Buck representados pelo número 4. O número 7 simboliza o eletrodo de estimulação, este acende quando é enviado um estímulo pelo microcontrolador, o número 8 representa o estado do circuito de alimentação, se a bateria estiver a ser carregada este led permanece aceso, caso contrário encontra-se sempre apagado.

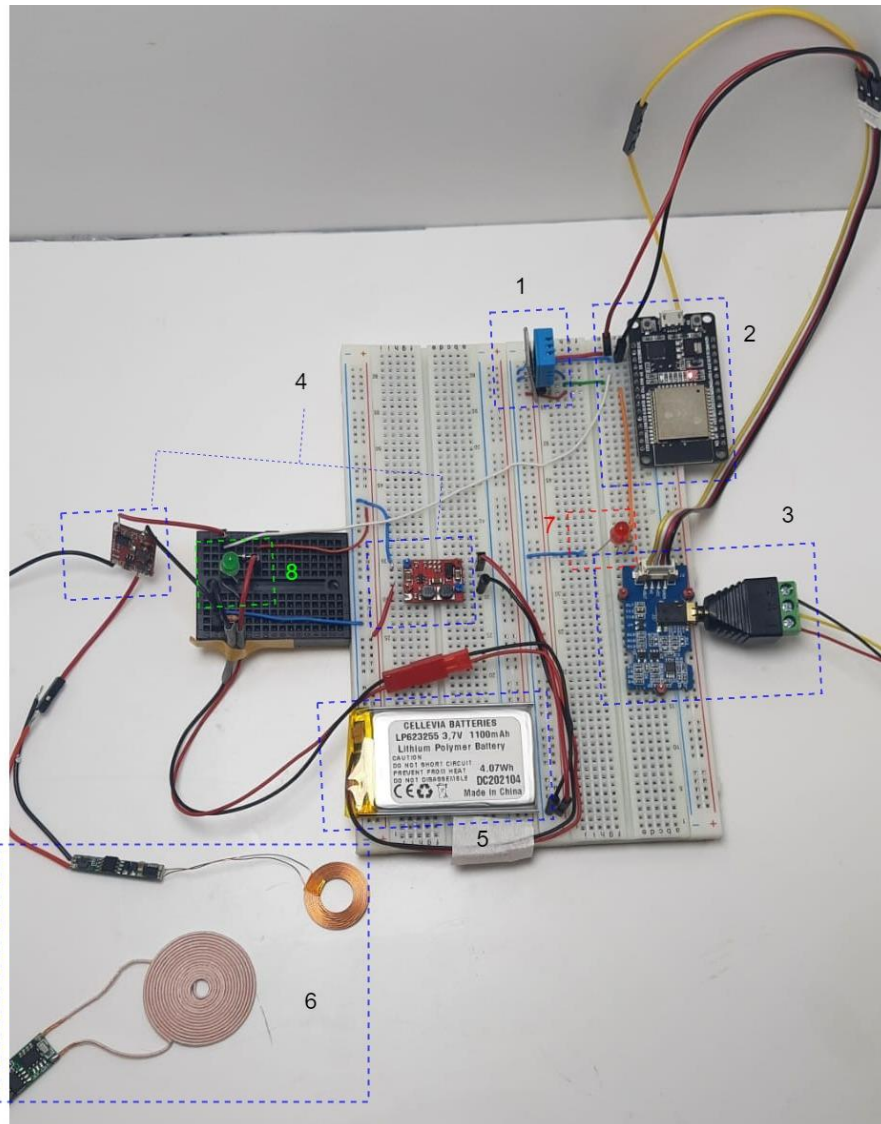


Figura 66. Montagem final do circuito.

A Figura 67 mostra o sistema de carregamento por indução, do lado direito da imagem o circuito encontra-se em carregamento e o LED encontra-se ligado de forma a simbolizá-lo. Do lado direito da imagem o sistema encontra-se a ser alimentado pela bateria.

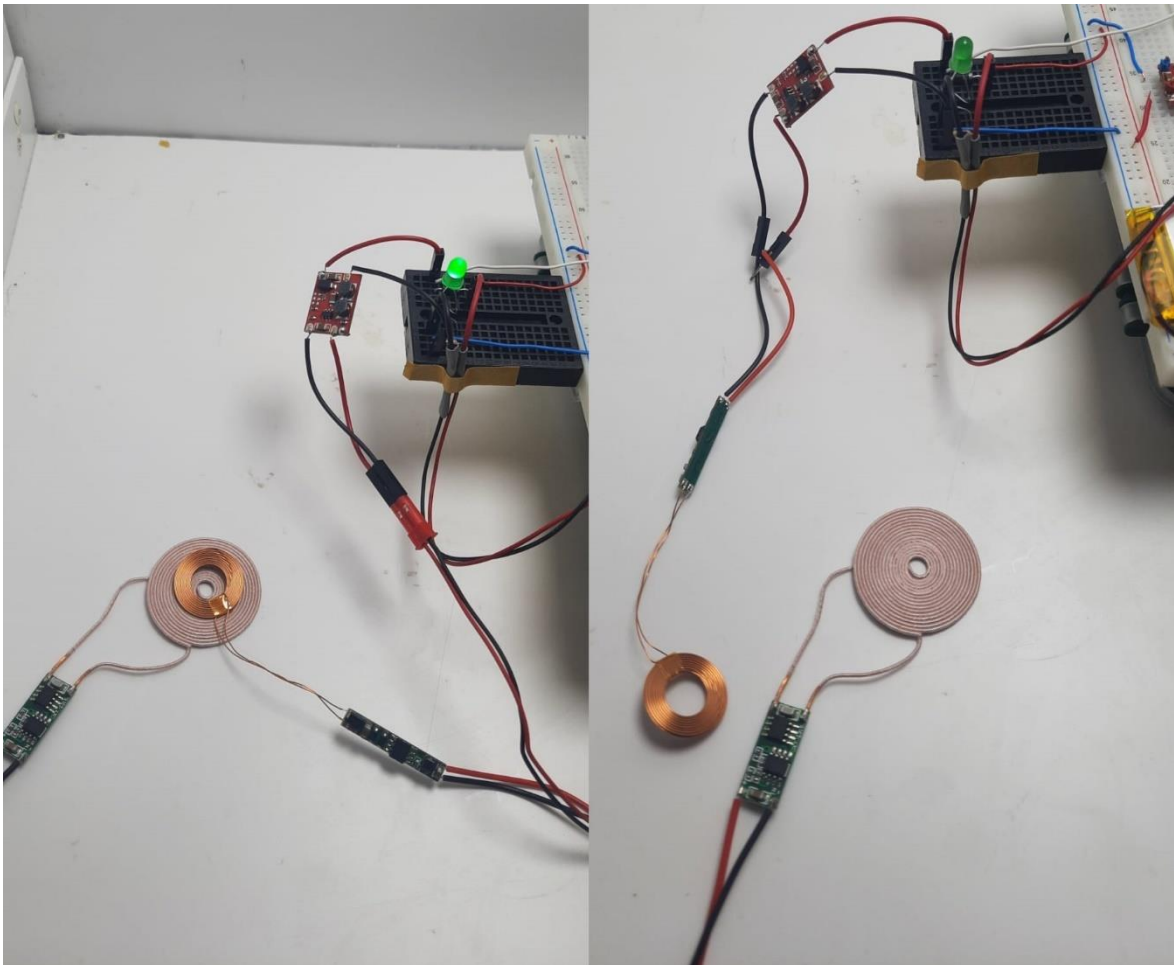


Figura 67. Sistema de carregamento por indução.

6.2. Testes do circuito

Para que os testes deste circuito fossem possíveis de serem realizados, o sensor de EMG necessitava obrigatoriamente de ter três eléctrodos conectados a um músculo. Durante toda esta dissertação, o músculo em estudo foi o músculo Genioglosso, localizado no interior da boca, diretamente a baixo da língua. Como deve ser fácil de imaginar, não foi de todo simples conseguirem-se leituras deste músculo, com o material disponível.

Isto deveu-se ao facto de ser extremamente difícil encontrar eléctrodos que pudessem ser utilizados no interior da boca, a acrescentar o facto que para esta aplicação os eléctrodos

teriam de ser feitos de forma personalizada, com dimensões mais reduzidas, com o intuito de serem colocados dentro da cavidade oral, assim como uma estrutura que os contivesse e os posicionasse no local adequado.

Assim, a Figura 68 compara os testes eletromiográficos do músculo genioglosso com um músculo do antebraço. A primeira parte da figura representada com a letra (A) diz respeito ao músculo do antebraço. Aqui o músculo encontra-se relaxado durante o período descrito por (1), havendo três contrações voluntárias mostradas pelo número (2).

A segunda parte da Figura 68 representada pela letra (B), mostra o resultado do EMG colocado no músculo Genioglosso. Neste, mais uma vez, é visível em (1) o estado de relaxamento da língua e em (2), duas excitações voluntárias, da mesma através de um movimento consciente. Através da análise dos dados eletromiográficos neste músculo, também é de fácil observação um movimento ascendente cíclico representado pelas setas a verde, que dizem respeito ao batimento cardíaco.

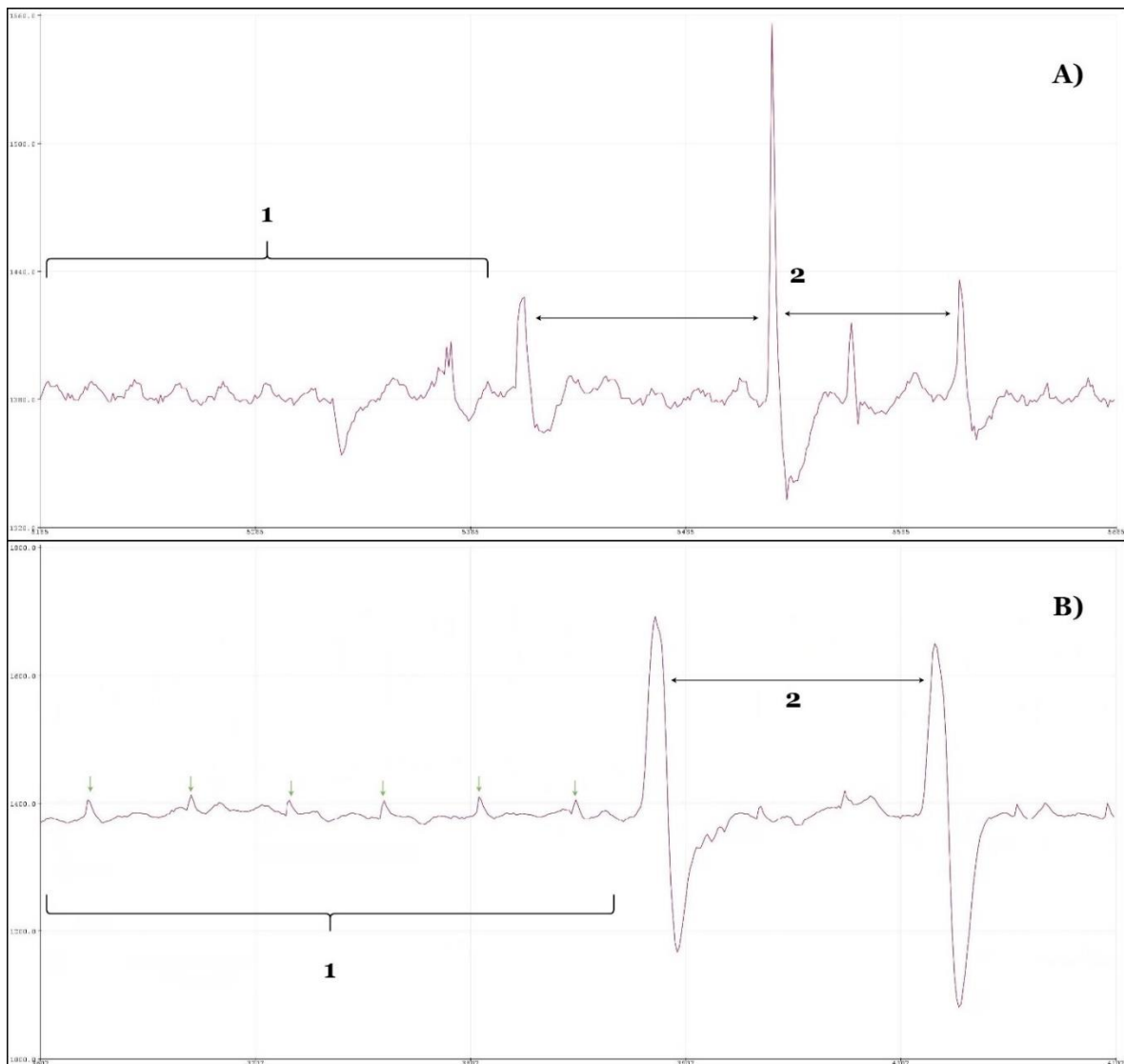


Figura 68. Sinal EMG do músculo do antebraço (A) e do músculo Genioglosso(B).

Através da análise destas duas imagens, e tendo em conta o nível de dificuldade exigido para ser adquirida uma leitura decente do músculo genioglossa, foi optado por se fazerem os testes no músculo do antebraço, de modo a facilitar a operação e conseguir dados mais confiáveis.

Durante os testes foi constatado que os valores lidos pelo sensor de EMG no músculo do antebraço, enquanto este se encontrava imóvel e em repouso, se encontravam sempre entre 1350 e 1400mV, escalando até um máximo aproximado de 1550mV quando contraído voluntariamente, conforme exposto na Figura 69.

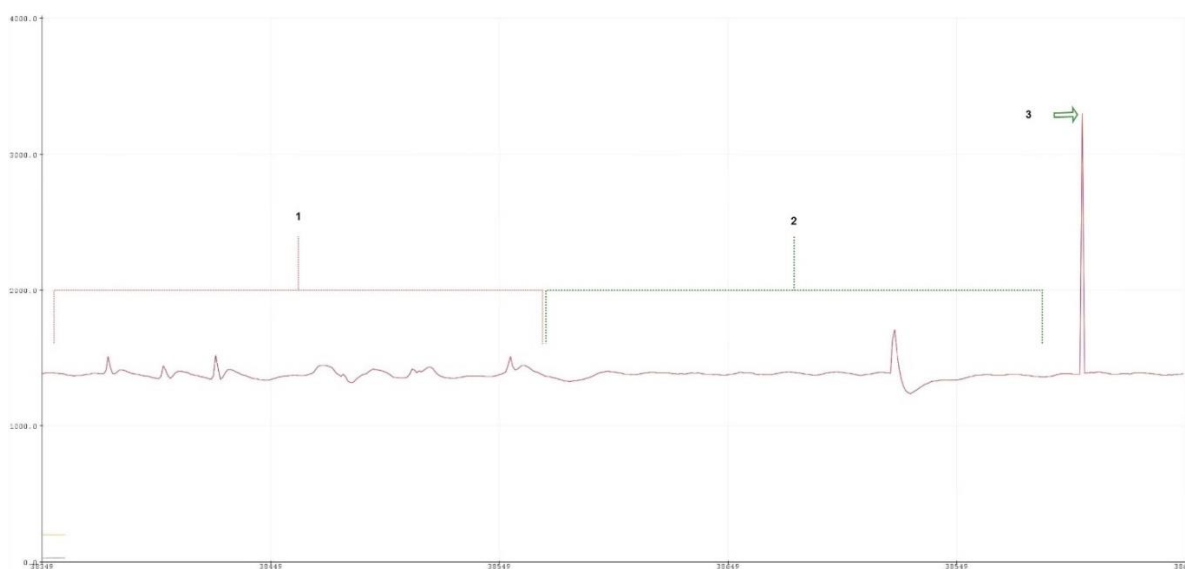


Figura 69. Sinal eletromiográfico do antebraço.

Então, para comprovar que o sistema se encontrava a funcionar como desejado foi definido o valor de apneia como acima dos 1800mV. Este valor foi definido como mais elevado que o normal do funcionamento do músculo pois, como reportado anteriormente, é possível estimular o músculo externamente, todavia é impossível fazer com que ele relaxe e deixe de funcionar normalmente, conscientemente.

Tendo isto em vista, sempre que uma leitura se encontrar acima do valor definido, neste caso 1800mV, este deve enviar um impulso de estimulação e enviar essa informação para a *Google Sheet*.

A Figura 70 mostra isso mesmo. O sensor detetou um número superior ao definido de 2324mv, como pode ser observado do lado esquerdo da figura, o que fez com que o microcontrolador adquirisse à hora do ocorrido e registasse estes dados online, na *Google Sheet*, como mostra o lado direito da imagem.

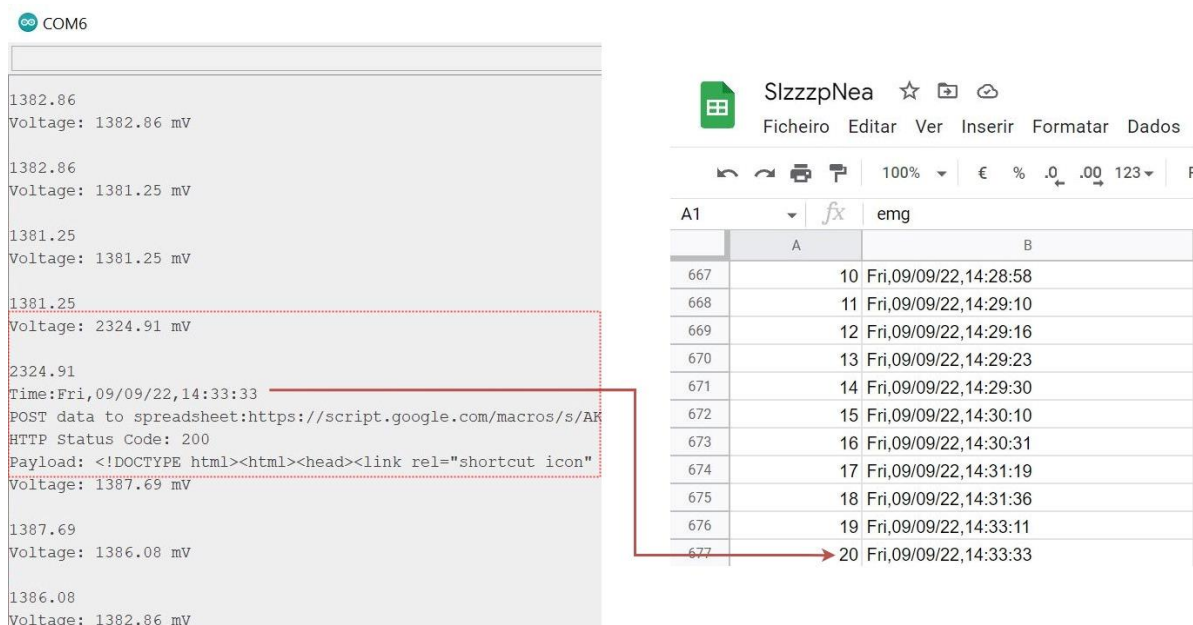


Figura 70. Envio das informações de uma ocorrência para a base de dados.

O estímulo entregue ao músculo sempre que uma apneia é detetada, gerado através de PWM, foi registado com o auxílio de um osciloscópio. Os valores obtidos encontram-se na Tabela 6.

As características deste sinal, a amplitude e duração, podem ser alteradas através de aplicação, sendo que o valor *Threshold* está diretamente ligado à tensão média do sinal, neste caso a amplitude. Este valor só pode estar compreendido entre 0-255 e um valor introduzido na aplicação de, por exemplo, 230 equivale a um impulso de 2,78V.

Tabela 6. Relação entre os valores de *Threshold* e tensão média do impulso.

<i>Threshold</i>	<i>Tensão Média</i>	<i>Dutty Cycle</i>
250	3,00V	97,99%
230	2,78V	90,00%
210	2,53V	81,62%
190	2,29V	74,10%
150	1,80V	58,01%
100	1,24V	39,99%
70	889mV	28,00%
50	627mV	19,61%
30	402mV	12,00%
5	89,5mV	1,99%

A Figura 71 representa um sinal PWM definido com um valor de *Threshold* de 200. Como pode ser observado, este apresenta uma tensão média de 2,48V e um *Duty Cycle* de 78%.

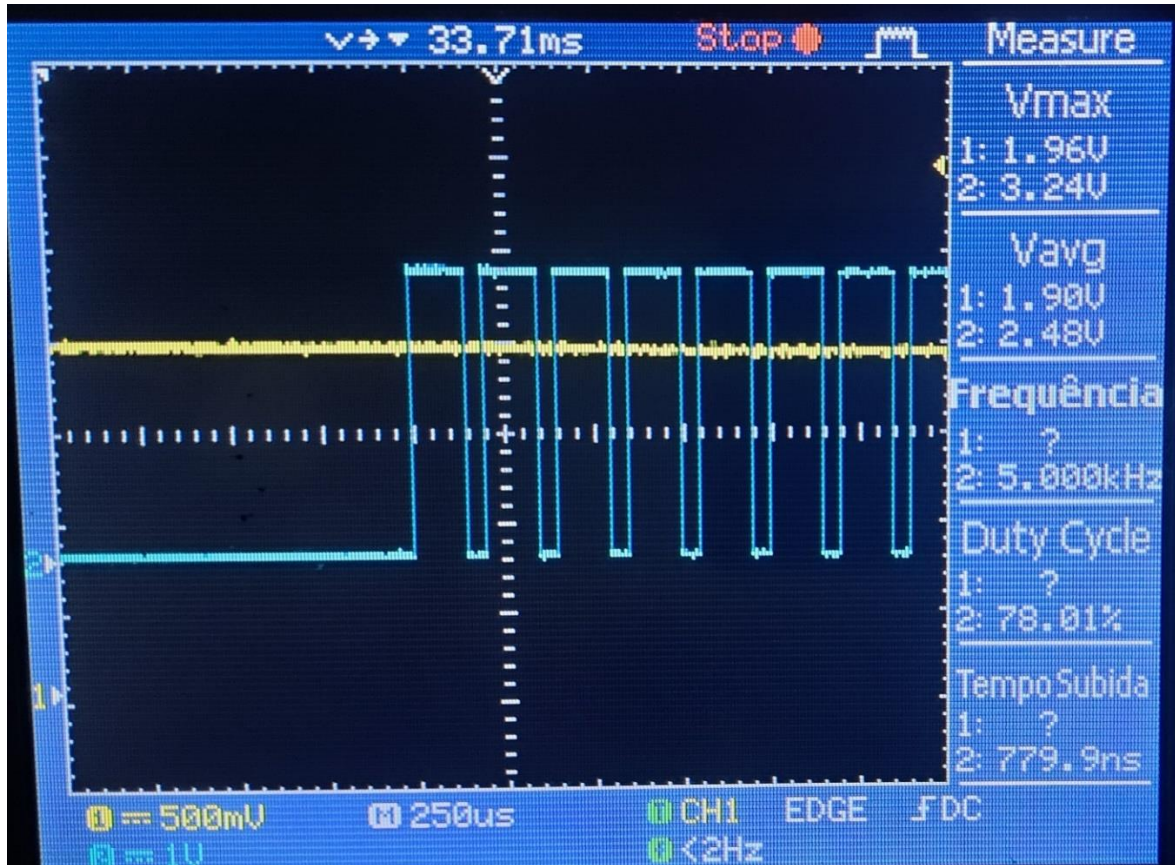


Figura 71. Demonstração de um sinal de estímulo gerado por PWM com tensão média de 2.48V.

Já a Figura 72 mostra um sinal PWM com uma duração de 250ms e um valor de *Threshold* de 4.

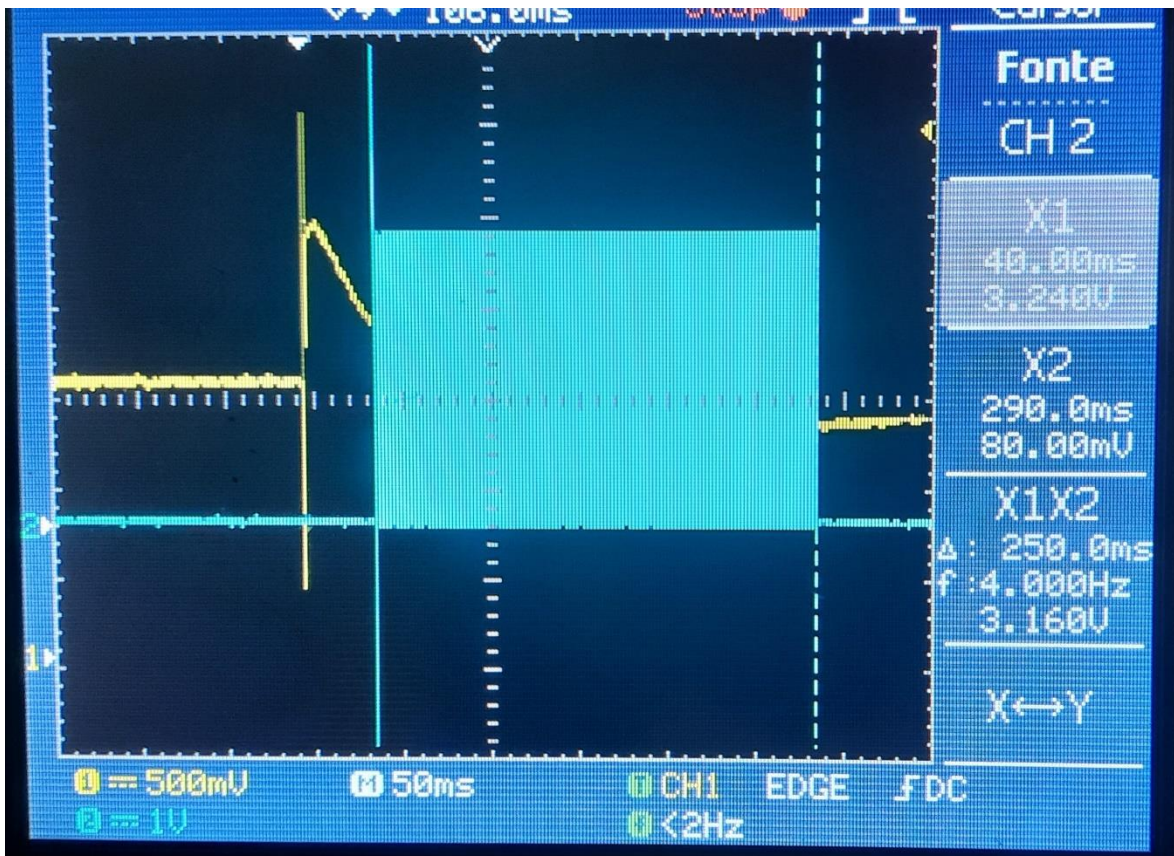


Figura 72. Demonstração de um sinal de estímulo gerado por PWM com duração de 250ms.

Através da análise das imagens apresentadas é possível verificar que o circuito cumpre com a função para o qual foi desenvolvido. Através destes testes é visível que o circuito conseguiu adquirir e analisar o sinal eletromiográfico, detetando através desses dados os possíveis eventos apneicos. Quando um destes eventos surge, o sistema envia com sucesso esses dados para a base de dados, assim como o impulso de estimulação. Esse impulso, gerado por PWM, pode ser modulado tanto em amplitude como em duração para ser aplicado ao músculo.

7. Conclusão e trabalhos futuros

Com o trabalho desenvolvido ao longo desta dissertação é possível denotar que a Apneia Obstrutiva do Sono é, realmente, um problema que nidificou na nossa sociedade e toma cada vez mais proporções de maior significância, tendo perspectivas de aumento caso não seja encarada de forma séria, e nada for feito para a conter.

Muitas terapias estão disponíveis no mercado, contudo o problema da sua difícil aceitação e de muitos necessitarem de recorrer a uma cirurgia para serem aplicados, faz destas pouco apelativas para os portadores desta condição.

Nesta dissertação foi proposta uma prova de conceito de um dispositivo para terapia da AOS com uma abordagem completamente diferente.

O conceito da eletromiografia foi estudado e é explorado de forma a ser possível, após análise e tratamento dos dados, detetar apneias quando estas estão prestes a acontecer, tendo em vista a sua solução, sem que o paciente desperte do sono.

Uma forma, descrita na literatura, de contornar esta falta de ativação dos músculos da língua, promovendo assim o colapso das vias aéreas, é a electroestimulação. Esta foi simulada neste trabalho recorrendo à técnica de PWM.

Adicionalmente foi desenvolvida uma aplicação para telemóvel, direcionada tanto para o utilizador como para o especialista, trabalhando de forma simbiótica de maneira a promover uma interação mais intimista do doente, com o tratamento assim como da relação médico-paciente obtendo desta forma melhores resultados.

Através do trabalho desenvolvido, foi possível detetar, analisar e processar com sucesso os sinais elétricos do músculo, podendo através destes detetar anomalias e prevenir potenciais eventos apneicos, assim como guardar esses dados de forma automatizada.

O dispositivo final idealizado está representado nas Figuras 73 e 74.



Figura 73. Figura representativa do dispositivo proposto e de como este se iria inserir dentro da boca do utilizador.

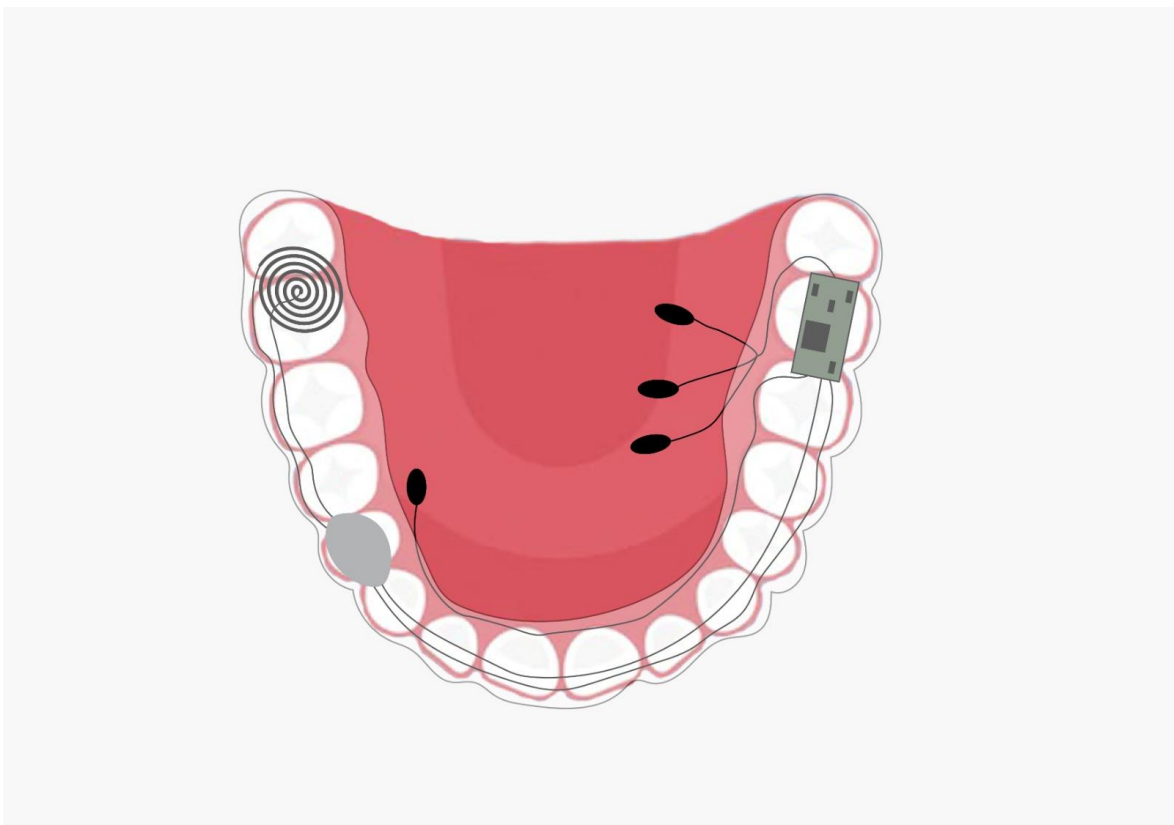


Figura 74. Figura representativa do dispositivo proposto, destacando a colocação dos elétrodos de superfície em contacto com o músculo Genioglosso.

Todos os testes, desenvolvimento e montagem do circuito anteriormente apresentados servem como prova de conceito, para a possível implementação num dispositivo físico.

Este dispositivo deve tomar a forma de uma goteira, idêntica às utilizadas durante a noite para alinhamento dentário ou prevenção doutras complicações, tal como o bruxismo.

Este deve ser feito de um material estanque, como por exemplo resina acrílica, de modo a ser rígida e resistente para conseguir albergar toda a eletrónica e componentes necessários para a deteção e controlo da AOS.

Esta goteira tem obrigatoriamente de ser feita com as dimensões específicas da mandíbula de cada utilizador, devendo ainda conter uma secção feita de um material mais maleável, mas ao mesmo tempo resistente, que albergue tanto os elétrodos de medição, como o elétrodo de estímulo, pressionando-os diretamente contra o músculo sem causar desconforto.

A componente eletrónica deve passar por uma adaptação do circuito desenvolvido, adquirindo sensores mais precisos e com uma dimensão inferior, um sistema de controlo que disponha apenas dos componentes essenciais tendo em vista o menor consumo energético possível, projetando então estes componentes numa PCB, o mais pequena possível.

A alimentação do sistema deverá ser feita através de uma bateria, compatível com as necessidades energéticas do sistema e com as dimensões do dispositivo, devendo esta ter energia suficiente para pelo menos 7h de funcionamento contínuo (valor médio aconselhado para um adulto descansar). O carregamento desta bateria deverá ser feito através de indução eletromagnética, devendo o dispositivo ser colocado na base de carregamento diariamente, após utilização.

Os elétrodos são um elemento de grande relevância, pois um bom e eficaz funcionamento do sistema depende dos dados recolhidos por estes elementos. Estes devem ser desenvolvidos especialmente para esta função sendo embutidos no sistema.

Para o bom funcionamento deste sistema, além de necessitar de uma goteira específica para cada paciente, é necessário um estudo prévio e aprofundado do comportamento fisiológico de cada paciente de modo a que o dispositivo possa ser programado com essas características, sendo definidos os limites de estimulação assim como os valores médios recolhidos pelo sensor de EMG, de forma a distinguir uma possível apneia de um movimento ou relaxamento voluntário.

Como é perceptível, existem muitas condicionantes para o desenvolvimento deste dispositivo, sendo as de maior relevância o espaço disponível dentro da boca, a necessidade energética e o conforto do sistema.

Os trabalhos futuros vão de encontro a estes três pontos, principalmente sendo que uma solução para o consumo energético pode passar mais uma vez pela aplicação de *Bluetooth Low Energy* de maneira eficiente, poupando assim bastante energia ao sistema.

Um estudo sobre os materiais a utilizar também deve ser realizado de modo a produzir o produto mais sólido, resistente e acima de tudo estanque para que infiltrações, tanto para dentro do circuito, como para fora, não sejam possíveis.

O método de produção do impulso de electroestimulação também deve ser aprofundado, devendo ser desenvolvido um gerador de pulsos dedicado a essa função de forma a produzir e aplicar o electroestímulo da maneira mais controlada e precisa possível.

O facto de este ser um dispositivo, apesar de minimamente invasivo, colocado dentro do corpo humano, acrescentado o facto de possuir uma bateria, faz deste um dispositivo de risco médio, a elevado, segundo as regras de classificação do Infarmed²⁰ sendo necessário a elaboração de testes e estudos, para que este possa ser aceite como uma opção de terapia para a Apneia Obstrutiva do Sono.

Concluindo, a proposta de dispositivo de terapia de AOS, apesar da necessidade de ajustes e melhorias futuras, poderá vir a ser, uma boa opção para o tratamento e/ou vigia desta doença.

²⁰ O INFARMED é a entidade que regula e supervisiona os medicamento e produtos de saúde.

Referências Bibliográficas

- Almazaydeh, L., Elleithy, K., & Faezipour, M. (2012). Detection of obstructive sleep apnea through ECG signal features. *IEEE International Conference on Electro Information Technology*.
- Arduino UNO. (n.d). Disponível em <https://www.farnell.com/datasheets/1682209.pdf>
- Arnold, J., Sunilkumar, M., Krishna, V., Yoganand, S., Kumar, M., & Shanmugapriyan, D. (2017). Obstructive sleep apnea. *Journal of Pharmacy and Bioallied Sciences*, 9(5), S26–S28.
- Beck, R., Rosenhouse, G., Mahagnah, M., Chow, R. M., Cugell, D. W., & Gavriely, N. (2005). Measurements and theory of normal tracheal breath sounds. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(10), 1344–1351.
- Bahammam, A. S., Acosta, K. L. R., & Pandi-Perumal, S. R. (2016). POLYSOMNOGRAPHY I: PROCEDURE AND TECHNOLOGY. *Synopsis of Sleep Medicine*, 1(25), 443–456.
- Benjafield, A. v., Ayas, N. T., Eastwood, P. R., Heinzer, R., Ip, M. S. M., Morrell, M. J., Nunez, C. M., Patel, S. R., Penzel, T., Pépin, J. L. D., Peppard, P. E., Sinha, S., Tufik, S., Valentine, K., & Malhotra, A. (2019). Estimation of the global prevalence and burden of obstructive sleep apnoea: a literature-based analysis. *The Lancet Respiratory Medicine*, 7(8), 687–698.
- Berry, R. B., Budhiraja, R., Gottlieb, D. J., Gozal, D., Iber, C., Kapur, V. K., Marcus, C. L., Mehra, R., Parthasarathy, S., Quan, S. F., Redline, S., Strohl, K. P., Ward, S. L. D., & Tangredi, M. M. (2012). Rules for scoring respiratory events in sleep: Update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 8(5), 597–619.
- Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, J. E., Wise, J. A., Womble, M., Young, K. A., & College, T. J. (2017). *Anatomy & Physiology*. OpenStax.
- Bixler, E. O., Vgontzas, A. N., Lin, H.-M., ten Have, T., Rein, J., Vela-Bueno, A., Kales, A., & Bix-Ler, E. O. (2001). Prevalence of Sleep-disordered Breathing in Women Effects of Gender. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 163, 608-613.
- Bixler, E. O., Vgontzas, A. N., ten Have, T., Tyson, K., Kales, A., & Bix-Ler, E. O. (1998). Effects of Age on Sleep Apnea in Men I. Prevalence and Severity. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 157, 144-148.
- Brown, M. (2007). *Power Sources and Supplies* (1st ed.). Elsevier Inc.
- Bruce, E. S., Lunt, L., & Mcdonagh, J. E. (2017). Sleep in adolescents and young adults. *Clinical Medicine*, 17(5), 424-428.
- Burgos-Sanchez, C., Jones, N. N., Avillion, M., Gibson, S. J., Patel, J. A., Neighbors, J., Zaghi, S., & Camacho, M. (2020). Impact of Alcohol Consumption on Snoring and Sleep Apnea: A Systematic Review and Meta-analysis. In *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 163(6), 1078–1086.

- Butkov, N., & Keenan, S. A. (2017). An overview of polysomnographic technique. *Sleep Disorders Medicine: Basic Science, Technical Considerations and Clinical Aspects: Fourth Edition*. Springer.
- Castaldo, A. (2012). *Switching regulator fundamentals*. Disponível em www.ti.com.
- Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. *Respiratory Medicine*, 107(6), 789–799.
- Chen, L., Pivetta, B., Nagappa, M., Saripella, A., Islam, S., Englesakis, M., & Chung, F. (2021). Validation of the STOP-Bang questionnaire for screening of obstructive sleep apnea in the general population and commercial drivers: a systematic review and meta-analysis. *Sleep Breath*, 25(4):1741-1751.
- Choi, J. H., Kim, E. J., Kim, Y. S., Kim, T. H., Choi, J., Kwon, S. Y., Lee, H. M., Lee, S. H., & Lee, S. H. (2011). Effectiveness of nasal surgery alone on sleep quality, architecture, position, and sleep-disordered breathing in obstructive sleep apnea syndrome with nasal obstruction. *American Journal of Rhinology and Allergy*, 25(5), 338–341.
- Daube, J. R., & Rubin, D. I. (2009). *Clinical Neurophysiology* (Jasper R. Daube & Devon I. Rubin, Eds.; Third Edition). Oxford University Press.
- De, G., & Bustamante, O. (2006). Monitorização Polissonográfica Aspectos Gerais. *Medicina (Ribeiro Preto)*, 39(2),169-184.
- Dempsey, J. A., Veasey, S. C., Morgan, B. J., & O'Donnell, C. P. (2010). Pathophysiology of Sleep Apnea. *American Physiological Society*, 90, 47-112.
- Dieltjens, M., & Vanderveken, O. M. (2019). Oral appliances in obstructive sleep apnea. *Healthcare (Switzerland)*, 7(4).
- E. Hall, J. (2010). *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology* (12th ed.). Saunders Elsevier.
- Eastwood, P. R., Barnes, M., MacKay, S. G., Wheatley, J. R., Hillman, D. R., Nguyễn, X. L., Lewis, R., Campbell, M. C., Pételle, B., Walsh, J. H., Jones, A. C., Palme, C. E., Bizon, A., Meslier, N., Bertolus, C., Maddison, K. J., Laccourreye, L., Raux, G., Denoncin, K., ... Launois, S. H. (2020). Bilateral hypoglossal nerve stimulation for treatment of adult obstructive sleep apnoea. *European Respiratory Journal*, 55(1).
- Eckert, D. J. (2018). Phenotypic approaches to obstructive sleep apnoea – New pathways for targeted therapy. *Sleep Medicine Reviews*, 37, 45–59.
- Edwards, B. A., Eckert, D. J., & Jordan, A. S. (2017). Obstructive sleep apnoea pathogenesis from mild to severe: Is it all the same? *Respirology*, 22(1), 33–42.
- Eldridge, L. (2022). *Normal Respiratory Rate For Adults and Children*. Disponível em <https://www.verywellhealth.com/what-is-a-normal-respiratory-rate-2248932>.
- Espressif Systems. (2022). *ESP32 Series Datasheet*. Disponível em www.espressif.com.
- Ferber, R., Millman, R., Coppola, M., Fleetham, J., Friederich, C., Conrad Iber, M., McCall, V., Nino-Murcia, G., Pressman, M., Sanders, M., Strohl, K., Otteri, B. v, & Williams, A.

- (1994). ASDA Standards of Practice Portable Recording in the Assessment of Obstructive Sleep Apnea. *Sleep*, 17(4), 378-392.
- Fezari, M., & Al Dahoud, A. (2018). Integrated development environment “IDE” for Arduino. *WSN applications*, 1-12.
- Flemons, W. W., Douglas, N. J., Kuna, S. T., Rodenstein, D. O., & Wheatley, J. (2004). Access to Diagnosis and Treatment of Patients with Suspected Sleep Apnea. In *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 169(6), 668-672.
- Friedman, M., Jacobowitz, O., Hwang, M. S., Bergler, W., Fietze, I., Rombaux, P., Mwenge, G. B., Yalamanchali, S., Campana, J., & Maurer, J. T. (2016). Targeted hypoglossal nerve stimulation for the treatment of obstructive sleep apnea: Six-month results. *Laryngoscope*, 126(11), 2618–2623.
- Gharibeh, T., & Mehra, R. (2010). Obstructive sleep apnea syndrome: Natural history, diagnosis, and emerging treatment options. *Nature and Science of Sleep*, 2, 233–255.
- Goh, Y. H., Abdullah, V., & Kim, S. W. (2019, March 1). Genioglossus Advancement and Hyoid Surgery. *Sleep Medicine Clinics*, 14(1), 73–81.
- Gottlieb, D. J., & Punjabi, N. M. (2020). Diagnosis and Management of Obstructive Sleep Apnea: A Review. *JAMA - Journal of the American Medical Association*, 323(14), 1380–1400.
- Guest, J. F., Helter, M. T., Morga, A., & Stradling, J. R. (2008). Cost-effectiveness of using continuous positive airway pressure in the treatment of severe obstructive Sleep apnoea/hypopnoea syndrome in the UK. *Thorax*, 63(10), 860–865.
- Hillman, D. R., & Lack, L. C. (2013). Public health implications of sleep loss: The community burden. *Medical Journal of Australia*, 199(8), S7–S10.
- Hirshkowitz, M., Whiton, K., Albert, S. M., Alessi, C., Bruni, O., DonCarlos, L., Hazen, N., Herman, J., Adams Hillard, P. J., Katz, E. S., Kheirandish-Goza, L., Neubauer, D. N., O'Donnell, A. E., Ohayon, M., Peever, J., Rawding, R., Sachdeva, R. C., Setters, B., Vitiello, M. v., & Ware, J. C. (2015). National Sleep Foundation's updated sleep duration recommendations: Final report. *Sleep Health*, 1(4), 233–243.
- Holmes, D. G., & Lipo, T. A. (2003). *Electric power systems : analysis and control*. IEEE Press.
- Holty, J. E. C., & Guilleminault, C. (2010). Maxillomandibular advancement for the treatment of obstructive sleep apnea: A systematic review and meta-analysis. *Sleep Medicine Reviews*, 14(5), 287–297.
- Ibrahim, D. (2014). Advanced PIC32 Projects. In *Designing Embedded Systems with 32-Bit PIC Microcontrollers and MikroC* (pp. 359–442). Elsevier.
- Lam, J. C. M., Sharma, S. K., & Lam, B. (2010). Obstructive sleep apnoea Definitions, epidemiology & natura. *Indian Journal of Medical Research*, 131, 165-170.
- Jenkinson, C. (1999). Comparison of therapeutic and subtherapeutic nasal continuous positive airway pressure for obstructive sleep apnoea: a randomised prospective parallel trial. *The Lancet*, 353, 2000-2005.

- Júnior, B. J. do N. (2020). *Anatomia Humana Sistemática Básica* (1ª Edição). UNIVASF.
- Kairaitis, K., Parikh, R., Stavrinou, R., Garlick, S., Kirkness, J. P., Wheatley, J. R., & Amis, T. C. (2003). Upper airway extraluminal tissue pressure fluctuations during breathing in rabbits. *J Appl Physiol*, 95, 1560–1566.
- Kamath, S., & Lindh Keywords, J. (2019). *Measuring Bluetooth® Low Energy Power Consumption*. Disponível em www.ti.com/lit/zip/SWRA347.
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (2010). *Essentials of Electromyography*. Human Kinetics.
- Kompelli, A. R., Ni, J. S., Nguyen, S. A., Lentsch, E. J., Neskey, D. M., & Meyer, T. A. (2019). The outcomes of hypoglossal nerve stimulation in the management of OSA: A systematic review and meta-analysis. *World Journal of Otorhinolaryngology - Head and Neck Surgery*, 5(1), 41–48.
- Kapur, V. K., Auckley, D. H., Chowdhuri, S., Kuhlmann, D. C., Mehra, R., Ramar, K., & Harrod, C. G. (2017). Clinical practice guideline for diagnostic testing for adult obstructive sleep apnea: An American academy of sleep medicine clinical practice guideline. *Journal of Clinical Sleep Medicine*, 13(3), 479–504.
- Kong, S.-C., & Abelson, H. (2019). *Computational Thinking Education*.
- Krakower, jon. (2021). *Design of a Qi Wireless Charging Device A Guide to Engineering Considerations*. Disponível em <https://www.pchintl.com/wp-content/uploads/2021/04/PCH-Wireless-Charging-Device.pdf>.
- Lan, K., Chang, D., Kuo, C., Wei, M., Li, Y., Shaw, F., & Liang, S. (2015). Using off-the-shelf lossy compression for wireless home sleep staging. *Journal of Neuroscience Methods*, 246, 142–152.
- Lee, B. S. (1999). *Understanding the Terms and Definitions of LDO Voltage Regulators*. Disponível em <https://www.ti.com>.
- Leroux, V., Favier, B., Hoffmann, A., & Billaud, E. (2009). *The Sleep Technician guide*. Disponível em <https://www.yumpu.com/la/document/read/2236960/the-sleep-technician-guide-philips-respironics>.
- Lewis, R., Pételle, B., Campbell, M. C., MacKay, S., Palme, C., Raux, G., Sommer, J. U., & Maurer, J. T. (2019). Implantation of the nyxoah bilateral hypoglossal nerve stimulator for obstructive sleep apnea. *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, 4(6), 703–707.
- Lin, H. C., & Barkhaus, P. E. (2009). Cranial nerve XII: The hypoglossal nerve. In *Seminars in Neurology*, 29(1), 45-52.
- Lynch, Joseph P., Guest Editors, M. D., Teofilo, L., Lee-Chiong, M. D., Nancy, A., & Collop, M. D. (2005). Sleep and Respiration. *Seminars in Respiratory and Critical Care Medicine*, 26(1), 68-79.
- Lindberg, E., Janson, C., Gislason, T., Bjornsson, E., Hetta, J., & Boman, G. (1997). Gender and Sleep Disturbance Sleep Disturbances in a Young Adult Population: Can Gender Differences Be Explained by Differences in Psychological Status? *Sleep*, 20(6), 384-387.

- Lu, X., Wang, P., Niyato, D., Kim, D. I., & Han, Z. (2015). Wireless Charging Technologies: Fundamentals, Standards, and Network Applications. *IEEE Communications Surveys And Tutorials*, 18(2), 1413-1452.
- Madani, M., & Madani, F. (2007, September). Definitions, Abbreviations, and Acronyms of Sleep Apnea. *Atlas of the Oral and Maxillofacial Surgery Clinics of North America*, 15(2), 69–80.
- Malhotra, A., & White, D. P. (2002). Obstructive sleep apnoea. *Lancet*, 360(9328), 237–245.
- Mannarino, M. R., di Filippo, F., & Pirro, M. (2012). Obstructive sleep apnea syndrome. *European Journal of Internal Medicine*, 23(7), 586–593.
- Matricciani, L., Paquet, C., Galland, B., Short, M., & Olds, T. (2019). Children’s sleep and health: A meta-review. *Sleep Medicine Reviews*, 46, 136–150.
- Maurer, J. T., van de Heyning, P., Lin, H. S., Baskin, J., Anders, C., Hohenhorst, W., & Woodson, B. T. (2012). Operative technique of upper airway stimulation: An implantable treatment of obstructive sleep apnea. *Operative Techniques in Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 23(3), 227–233.
- McNicholas, W. T. (2008). Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea in Adults. In *Proceedings of the American Thoracic Society*, 5(2), 154–160.
- Merletti, R., Botter, A., Troiano, A., Merlo, E., & Minetto, M. A. (2009). Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: State of the art. In *Clinical Biomechanics*, 24(2), 122–134.
- Mezzanotte, W. S., Tangel, D. J., & White, D. P. (1996). Influence of Sleep Onset on Upper-Airway Muscle Activity in Apnea Patients versus Normal Controls. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 153, 1880-1887.
- Newman, A. B., Foster, G., Givelber, R., Javier Nieto, F., Redline, S., & Young, T. (2005). *Progression and Regression of Sleep-Disordered Breathing With Changes in Weight The Sleep Heart Health Study*.
- Norman, J. F., von Essen, S. G., & Fuchs, R. H. (2000). Exercise training effect on obstructive sleep apnea syndrome. *Sleep Research Online*. 3(3), 121-129.
- Oliven, A., O’hearn, D. J., Boudewyns, A., Odeh, M., de Backer, W., van de Heyning, P., Smith, P. L., Eisele, D. W., Allan, L., Schneider, H., Testerman, R., Schwartz, A. R., & Odeh, M.-J. (2003). Upper airway response to electrical stimulation of the genioglossus in obstructive sleep apnea. *J Appl Physiol*, 95, 2023–2029.
- Ortega, R., Hansen, C. J., Elterman, K., & Woo, A. (2011). Pulse Oximetry. *New England Journal of Medicine*, 364(16), e33(1).
- Owens, R. L., Eckert, D. J., Yeh, S. Y., & Malhotra, A. (2008). Upper airway function in the pathogenesis of obstructive sleep apnea: A review of the current literature. In *Current Opinion in Pulmonary Medicine*, 14(6).
- Pal, G. K. (2017). *Comprehensive Textbook of Medical Physiology* (Vol. 1). Jaypee Brothers Medical Publishers (P) Ltd.

- Pang, K. P., & Terris, D. J. (2006). Screening for obstructive sleep apnea: An evidence-based analysis. *American Journal of Otolaryngology - Head and Neck Medicine and Surgery*, 27(2), 112–118.
- Patel, K. K., Patel, S. M., & Scholar, P. G. (2016). Internet of Things-IOT: Definition, Characteristics, Architecture, Enabling Technologies, Application & Future Challenges. In *International Journal of Engineering Science and Computing*.
- Philip, P., Chaufton, C., Orriols, L., Lagarde, E., Amoros, E., Laumon, B., Akerstedt, T., Taillard, J., & Sagaspe, P. (2014). Complaints of poor sleep and risk of traffic accidents: A population-based case-control study. *PLoS ONE*, 9(12).
- Qureshi, A., & Ballard, R. D. (2003). Current reviews of allergy and clinical immunology Obstructive sleep apnea. *Journal of Allergy and Clinical Immunology*, 112(14), 643–651.
- R. Casale, E. A. Clancy, J. R. Cram, C. Disselhorst-Klug, C. Doncarli, K. B. Englehart, D. Farina, F. Felici, G. Filligoi, C. Frigo, G. M. Hägg, H. J. Hermens, P. Hodges, B. S. Hudgins, J. Jabre, G. Jull, R. Kadefors, & S. Karlsson. (2004). *ELECTROMYOGRAPHY Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*.
- Rizzoni, G. (2005). *Principles and Applications of Electrical Engineering: Vol. 5th Edition*. Mc Graw-Hill.
- Rodenstein, D. (2009). Sleep apnea: Traffic and occupational accidents - Individual risks, socioeconomic and legal implications. *Respiration*, 78(3), 241–248.
- Rodrigues, A. P., Pinto, P., Nunes, B., & Bárbara, C. (2017). Obstructive sleep apnea: Epidemiology and portuguese patients profile. *Revista Portuguesa de Pneumologia (English Edition)*, 23(2), 57–61.
- Rodrigues, M. S., Fiedler, P., KÜchler, N., Domingues, R. P., Lopes, C., Borges, J., Haueisen, J., & Vaz, F. (2020). Dry electrodes for surface electromyography based on architected titanium thin films. *Materials*, 13(9).
- Sanders, I., & Mu, L. (2013). A three-dimensional atlas of human tongue muscles. *Anatomical Record*, 296(7), 1102–1114.
- Sher, A. E. (2002). Upper airway surgery for obstructive sleep apnea. *Sleep Medicine Reviews*, 6(3), 195–212.
- Sher, A. E., Schechtman, B., & Piccirillo, J. R. (1996). The Efficacy of Surgical Modifications of the Upper Airway in Adults With Obstructive Sleep Apnea Syndrome. *Sleep*, 19(2).
- Sheta, A., Turabieh, H., Thaher, T., Too, J., Mafarja, M., Hossain, M. S., & Surani, S. R. (2021). Diagnosis of obstructive sleep apnea from ECG signals using machine learning and deep learning classifiers. *Applied Sciences (Switzerland)*, 11(14), 1-19.
- Sommer, J. U., & Hörmann, K. (2017). Innovative Surgery for Obstructive Sleep Apnea: Nerve Stimulator. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*, 80, 116–124.
- Stashuk, D. (2001). EMG signal decomposition: How can it be accomplished and used? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(3), 151–173.

- Strollo, P. J., Soose, R. J., Maurer, J. T., de Vries, N., Cornelius, J., Froymovich, O., Hanson, R. D., Padhya, T. A., Steward, D. L., Gillespie, M. B., Woodson, B. T., van de Heyning, P. H., Goetting, M. G., Vanderveken, O. M., Feldman, N., Knaack, L., & Strohl, K. P. (2014). Upper-Airway Stimulation for Obstructive Sleep Apnea. *New England Journal of Medicine*, *370*(2), 139–149.
- Tantawy, A. A., Askar, S. M., Amer, H. S., Awad, A., & El-Anwar, M. W. (2018). Hyoid bone suspension as a part of multilevel surgery for obstructive sleep apnea syndrome. *International Archives of Otorhinolaryngology*, *22*(3), 266–270.
- Thakor, N. v. (1999). *Biopotentials and Electrophysiology Measurement*. CRC Press LLC.
- Thothadri, M. (2021). An Analysis on Clock Speeds in Raspberry Pi Pico and Arduino Uno Microcontrollers. *American Journal of Engineering and Technology Management*, *6*(3), 41.
- Thorpy, M. J. (2012). Classification of Sleep Disorders. In *Neurotherapeutics* (Vol. 9, Issue 4, pp. 687–701).
- Toulson, R., & Wilmschurst, T. (2017). Analog Output. In *Fast and Effective Embedded Systems Design* (pp. 69–89). Elsevier.
- Uddin, M. B., Chow, C. M., & Su, S. W. (2018). Classification methods to detect sleep apnea in adults based on respiratory and oximetry signals: A systematic review. *Physiological Measurement*, *39*(3), 1-22.
- Varol, Y., Anar, C., Tuzel, O. E., Guclu, S. Z., & Ucar, Z. Z. (2015). The impact of active and former smoking on the severity of obstructive sleep apnea. *Sleep and Breathing*, *19*(4), 1279–1284.
- Wadman, M. (2018). Drug pair shows promise for treating sleep apnea. *Science*, *361*(6408), 1174–1175.
- Wens, M., & Steyaert, M. (2011). *Analog circuits and signal processing*. Springer.
- Yasuda, Y., Umezu, A., Horihata, S., Yamamoto, K., Miki, R., & Koike, S. (2005). Modified thoracic impedance plethysmography to monitor sleep apnea syndromes. *Sleep Medicine*, *6*(3), 215–224.
- Young, T., Peppard, P. E., & Taheri, S. (2005). Excess weight and sleep-disordered breathing. *Journal of Applied Physiology*, *99*(4), 1592–1599.
- Zaidi, F. N., Meadows, P., Jacobowitz, O., & Davidson, T. M. (2013). Tongue anatomy and physiology, the scientific basis for a novel targeted neurostimulation system designed for the treatment of obstructive sleep apnea. *Neuromodulation*, *16*(4), 376–386.
- Zeadally, S., Siddiqui, F., & Baig, Z. (2019). 25 years of bluetooth technology. *Future Internet*, *11*(9).
- Zhang, Y., Weng, J., Dey, R., & Fu, X. (2019). Bluetooth Low Energy (BLE) Security and Privacy. In *Encyclopedia of Wireless Networks* (pp. 1–12). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-32903-1_298-1

Apêndice A

```
var sheet_id = "1PXvEYgMP2hX4X2JBwA0Ye_sH3TyuupvNY7r0_DdGQ8A";
var sheet_name = "Sheet1";
var sheet_enter = "Sheet2";

function doGet(e) {
var ss = SpreadsheetApp.openById(sheet_id);
var sheet = ss.getSheetByName(sheet_name);
var sheet2 = ss.getSheetByName(sheet_enter);

var sensor = Number(e.parameter.sensor);
var date = (e.parameter.date);
var mode = (e.parameter.mode);

if(sensor !=0){

}
if ( mode == 1){
return ContentService.createTextOutput(sheet2.getRange('A2').getValue()
);
}else if(mode ==2){
return ContentService.createTextOutput(sheet2.getRange('B2').getValue()
);
}else if(mode ==3){
sheet.appendRow([sensor,date]);
}
}
```

Apêndice B

```
function doGet(e) {
    return ManageSheet(e);
}

function doPost(e) {
    return ManageSheet(e);
}

function ManageSheet(e) {

    //READ ALL RECORDS in first sheet

    if ( e.parameter.func == "ReadAll" ) {

        var ss = SpreadsheetApp.getActive();

        var sh = ss.getSheets()[0]; // 0 == first sheet

        var rg = sh.getDataRange().getValues();

        var outString = '';

        for(var row=0 ; row<rg.length ; ++row){

            outString += rg[row] + '\n';

        }

        return ContentService.createTextOutput(outString).setMimeType(ContentService.MimeType.TEXT);

    }

    //UPDATE SINGLE RECORD in sheet 2
    else if (e.parameter.func == "Update") {

        var ss = SpreadsheetApp.getActive();
        var sh = ss.getSheets()[1]; // 1 == sheet 2
        var data = [ [ e.parameter.pulse_time, e.parameter.threshold_value ]
];
        sh.getRange("A"+(parseInt(e.parameter.id)+1)+" :B"+(parseInt(e.parameter.id)+1)).setValues(data);

        return ContentService.createTextOutput("Success");

    }

}
```