

Oxímetro para Avaliação do Grau de Vitalidade Dentária

Bruna Manuela Teixeira Alves

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Miguel Velhote Correia
Coorientador: Cristina Lopes Cardoso da Silva

24/06/2024

Resumo

A determinação da vitalidade dentária é uma avaliação clínica de extrema importância na prática odontológica. Este diagnóstico é fundamental para a avaliação do estado de vitalidade da polpa, influenciando diretamente as decisões terapêuticas e o planejamento de tratamentos eficazes.

Atualmente, um dos maiores desafios no diagnóstico odontológico é a avaliação precisa do estado da polpa dentária. Apesar da existência de testes de avaliação da vitalidade dentária, os seus métodos estão relacionados com a avaliação da resposta nervosa e com a resposta subjetiva do paciente, sendo estas as suas principais limitações. A oximetria de pulsação surge como um teste de vitalidade mais preciso, baseada na avaliação da saturação de oxigénio na polpa, auxiliando no diagnóstico de diferentes condições pulpares, embora ainda não esteja amplamente implementada na odontologia.

O trabalho desenvolvido nesta dissertação propõe o desenvolvimento de um dispositivo inovador equipado com sensores para a medição de SpO2 diretamente nos dentes. Este dispositivo, integrado com um sistema de processamento de dados, permite a recolha e análise de dados, proporcionando uma avaliação preliminar do estado pulpar.

O seu desenvolvimento incluiu a escolha dos componentes eletrónicos e a montagem do sistema, a programação do microcontrolador implementado, para recolha e análise de dados, e a criação de um *design* mecânico obtido posteriormente por impressão 3D. Além do desenvolvimento do dispositivo foi ainda elaborada uma aplicação adaptada para computador e *smartphone*, que permite guardar os dados recolhidos pelos sensores, mostrá-los em tempo real durante a recolha e processá-los posteriormente de forma a avaliar o estado de vitalidade do dente de acordo com os valores obtidos.

A principal característica diferenciadora do dispositivo odontológico desenvolvido com aqueles já produzidos em outros estudos é a sua adaptação a todos os dentes em todas as localizações, e a aplicação com a qual comunica, que permite ao dentista manter um registo histórico dos pacientes, facilitando a tomada de decisões clínicas.

Os resultados obtidos nos testes realizados indicam que o dispositivo proposto é capaz de fornecer dados válidos de SpO2 em dentes viáveis e identificar corpos anóxicos. No entanto, os valores recolhidos apresentaram uma variabilidade significativa, atribuída à influência da luz ambiente e à sensibilidade ao movimento.

Melhorias futuras sugerem a implementação de sensores com melhor isolamento e um novo mecanismo de fixação que aplique maior pressão e estabilidade dos sensores nos dentes. Além disso, ajustes automáticos nos parâmetros dos sensores para diferentes ambientes luminosos pode suavizar estas oscilações e tornar o dispositivo mais preciso para utilização em ambiente clínico.

Em resumo, o trabalho desenvolvido apresenta uma abordagem inovadora para a determinação da vitalidade dentária, propondo soluções tecnológicas avançadas para superar os desafios do diagnóstico na prática clínica. Os resultados e propostas de melhoria delineiam um caminho promissor para o desenvolvimento de métodos mais precisos e eficientes na avaliação do estado pulpar, contribuindo significativamente para a saúde e o tratamento dentário.

Palavras-chave: Diagnóstico, Vitalidade dentária, Oxímetro de pulsação, Níveis de saturação de oxigénio, Testes de sensibilidade.

Abstract

Determining tooth vitality is an extremely important clinical assessment in dental practice. This diagnosis is fundamental for assessing the state of vitality of the pulp, directly influencing therapeutic decisions and the planning of effective treatments.

Currently, one of the greatest challenges in dental diagnosis is the accurate evaluation of the state of the pulp's status. Existing tests for dental vitality assessment are primarily based on nerve response evaluation and the patient's subjective feedback, which are significant limitations. Pulse oximetry emerges as a more accurate vitality test, based on the evaluation of oxygen saturation in the pulp, helping to diagnose different pulp conditions, although it has not yet been widely implemented in dentistry.

The work carried out in this dissertation proposes the development of an innovative device equipped with sensors for measuring SpO₂ directly on the teeth. This device, integrated with a data processing system, allows the collection and analysis of data, providing a preliminary assessment of pulp condition.

The development process included selecting electronic components and assembling the system, programming the implemented microcontroller for data collection and analysis, and creating a mechanical design that was later produced using 3D printing. In addition to the device, a computer and smartphone application was also developed to store the data collected by the sensors, display it in real time during collection, and process it afterward to evaluate the tooth's vitality based on the obtained values.

The main differentiating feature of the developed dental device, compared to those already produced in other studies, is its adaptability to all teeth in any location. The application it communicates with allows the dentist to keep a historical record of patients, facilitating clinical decision-making.

The results obtained from the tests carried out indicate that the proposed device is capable of providing valid SpO₂ data in viable teeth and identifying anoxic bodies. However, the collected values showed significant variability, attributed to the influence of ambient light and sensitivity to movement.

Future improvements suggest the implementation of sensors with better isolation and a new clamping mechanism that applies more pressure and stability to the sensors on the teeth. Additionally, automatic adjustments to sensor parameters for different lighting environments could smooth out these oscillations and make the device more accurate for clinical use.

In summary, the developed work presents an innovative approach to determining dental vitality, proposing advanced technological solutions to overcome diagnostic challenges in clinical practice. The results and proposed improvements outline a promising path for developing more accurate and efficient methods for evaluating pulp condition, significantly contributing to dental health and treatment.

Keywords: Diagnosis, Dental vitality, Pulse oximeter, Oxygen saturation levels, Sensitivity tests.

Agradecimentos

A elaboração desta dissertação deve-se não apenas a mim, mas também a todos aqueles que me apoiaram e acompanharam durante toda esta etapa, marcada não só por momentos de bastante esforço e tempo investido, mas também por momentos inesquecíveis e memórias que ficarão para sempre.

Por isso, agradeço, primeiramente, aos meus pais, por esta oportunidade que me deram, por tudo o que fazem por mim e por acreditarem nas minhas capacidades. Obrigada pelo apoio durante este percurso, são a minha inspiração.

À minha irmã, sempre capaz de me levantar a cabeça e distrair-me nos dias mais difíceis. Por me compreender como ninguém e por me ter acompanhado e ouvido nos dias bons e menos bons.

Ao professor Miguel Velhote Correia, pela orientação e acompanhamento durante o desenvolvimento desta dissertação, pelo tempo disponibilizado e pela partilha de toda a sua experiência e conhecimentos.

À Dra. Cristina Silva e Dra. Inês Guimarães, pelas reuniões e pelo *feedback* no desenvolvimento do dispositivo.

Aos técnicos Pedro Galvão e Pedro Alves, por tanto tempo investido e pela disponibilidade máxima em me ajudarem. Definitivamente, um apoio essencial para a concretização desta dissertação.

Ao engenheiro Carlos Graf, pela disponibilidade e apoio na impressão tridimensional do dispositivo.

Ao engenheiro João Castro, pelo auxílio no desenvolvimento de uma das partes da dissertação, pela disponibilidade e tempo dedicado.

Ao Bruno Vieira e Miguel Tavares, por toda a humilde dedicação e pela paciência em me ouvirem e ajudarem nas minhas maiores dificuldades.

Por último, a todos os meus restantes amigos, por todos os bons momentos passados juntos e pelas memórias criadas ao longo destes anos.

*“Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.”*

Fernando Pessoa

Índice

Resumo	i
Abstract.....	iii
Agradecimentos	v
Índice	ix
Lista de figuras.....	xii
Lista de tabelas.....	xvi
Abreviaturas.....	xviii
Capítulo 1.....	1
Introdução	1
1.1 Motivação e enquadramento	1
1.2 Definição do problema.....	2
1.3 Objetivos e resultados a alcançar	2
1.4 Estrutura do documento	3
Capítulo 2.....	4
Conceitos teóricos.....	4
2.1 Morfologia dentária	4
2.2 Polpa saudável	8
2.3 Polpa dentária e possíveis ameaças à sua vitalidade.....	9
2.3.1 Cáries	10
2.3.2 Pulpite	11
2.3.3 Calcificação da polpa dentária	13
2.4 Ferramentas de diagnóstico da vitalidade pulpar.....	15
2.4.1 Testes de sensibilidade pulpar	15
2.4.2 Testes de vitalidade pulpar.....	16
Capítulo 3.....	22

Revisão sistemática.....	22
3.1 Estratégia de busca.....	22
3.2 Seleção de estudos	23
3.3 Critérios de inclusão	23
3.4 Critérios de exclusão.....	24
3.5 Resultados da pesquisa bibliográfica	24
Capítulo 4.....	29
Desenvolvimento do protótipo.....	29
4.1 Componentes e circuitos eletrônicos	29
4.1.1 Montagem do sistema eletrônico do primeiro protótipo	33
4.1.2 Montagem do sistema eletrônico do segundo protótipo	33
4.2 Programação	36
4.3 Design do protótipo	44
Capítulo 5.....	54
Interface IoT	54
5.1 Tecnologias adotadas	54
5.2 Requisitos do sistema.....	55
5.3 Arquitetura e Integração do Sistema com API e Base de Dados MSSQL.....	56
5.4 Modos de comunicação do ESP32.....	63
5.4.1 Comunicação Wi-Fi.....	64
5.4.2 Wi-Fi <i>Manager</i> no ESP32	65
5.5 Comunicação entre ESP32 e aplicação via <i>WebSockets</i>	70
5.6 Visão Geral da aplicação	71
Capítulo 6.....	85
Resultados.....	85
6.1 Resultados preliminares com primeiro protótipo.....	85
6.2 Resultados laboratoriais com segundo protótipo	87
6.3 Resultados laboratoriais com protótipo mais recente	90
Capítulo 7.....	96
Conclusões e trabalhos futuros	96
7.1 Conclusões.....	96
7.2 Trabalhos futuros	98
Referências	101
Apêndices	109
Anexos	114

Lista de figuras

Figura 1 - Quadrantes dentários num adulto.....	4
Figura 2 - Dentição decídua e permanente, com as correspondentes datas de erupção de cada dente identificadas.	5
Figura 3 - Sistema de numeração de dentes para dentição permanente, à esquerda, e dentição decídua, à direita.	6
Figura 4 - Estrutura dentária.	7
Figura 5 - Estrutura dentária de um incisivo central maxilar.....	7
Figura 6 - Constituição de um dente vista através de imagem de raio-X.....	8
Figura 7 - Fases do desenvolvimento de uma cárie.	10
Figura 8 - Diferentes estados de lesões ativas com cárie em dentes.	11
Figura 9 - Esquema representativo dos estados do tratamento de um dente com pulpíte reversível. ...	12
Figura 10 - Esquema representativo do tratamento endodôntico de um dente com pulpíte irreversível.	12
Figura 11 - Extração do dente.....	12
Figura 12 - À esquerda, radiografia após obturação do canal radicular. À direita, radiografia após 4 meses, onde a área radiolúcida está quase completamente preenchida por osso recém-formado.....	13
Figura 13 - Esquema representativo dos estados de um dente quando invadido.	13
Figura 14 - Paciente com calcificação da polpa.....	14
Figura 15 - Radiografia panorâmica que mostra um cálculo pulpar idiopático na câmara pulpar coronal do primeiro molar inferior direito (seta vermelha).	14
Figura 16 - Técnica de teste térmico, à esquerda, e teste elétrico, à direita.	16
Figura 17 - Efeito Doppler.....	17
Figura 18 - Imagens termográficas recolhidas de um participante.	18
Figura 19 - Imagem termográfica de uma polpa inflamada.....	18
Figura 20 - Espectros de absorção das moléculas de hemoglobina oxigenada (HbO ₂) e desoxigenada (Hb).....	19
Figura 21 - Funcionamento do oxímetro.....	19
Figura 22 - Dispositivo adaptado para avaliar a vitalidade dentária utilizando oximetria de pulsação.	20
Figura 23 - Diagrama de fluxo de acordo com a metodologia PRISMA.....	25
Figura 24 - Desenho 3D e sonda dentária personalizada desenvolvida.	26
Figura 25 - Sonda adaptável aos pré-molares superiores.....	26
Figura 26 - Sonda adaptável aos molares.....	27
Figura 27 - Suporte de sonda de oxímetro de pulsação universal desenvolvida e recolha de medições.	28
Figura 28 - Circuito com o sensor integrado MAX30102.	29
Figura 29 - Display SparkFun Qwiic OLED.	30

Figura 30 - Botão de pressão.	30
Figura 31 - Bateria LiPo.	31
Figura 32 - ESP32 Thing Plus (USB-C).	32
Figura 33 - Esquema indicativo de alguns componentes que compõem o ESP32 Thing Plus.	32
Figura 34 - Montagem do sistema na breadboard, para correspondente programação.	33
Figura 35 - Circuito do sistema montado para o instrumento odontológico.	34
Figura 36 - Montagem eletrônica do sistema.	34
Figura 37 - Montagem eletrônica do sistema, com o OLED a mostrar a mensagem de início, à esquerda, e a mostrar os valores medidos nos sensores, à direita.	35
Figura 38 - Esquema representativo da utilização de dois barramentos diferentes para dois oxímetros com o mesmo endereço.	35
Figura 39 - Exemplo da relação da frequência com a largura de pulso.	37
Figura 40 - Componentes DC e AC de um sinal PPG.	39
Figura 41 - Workflow do primeiro código implementado.	40
Figura 42 - Workflow do funcionamento do oxímetro para recolha e análise de dados.	41
Figura 43 - Workflow do segundo código implementado para o sistema completo.	42
Figura 44 - Workflow do código final.	43
Figura 45 - Entrada do dispositivo no Modo Deep Sleep.	44
Figura 46 - Design em forma de tesoura para primeiro protótipo do instrumento dentário com oxímetro.	45
Figura 47 - Fórceps dentário.	45
Figura 48 - Design em forma de pinça invertida para primeiro protótipo do instrumento dentário com oxímetro.	46
Figura 49 - Componente "quadrada" para armazenar o circuito integrado com o sensor.	46
Figura 50 - Design em forma de pinça invertida para segundo protótipo do instrumento dentário com oxímetro.	47
Figura 51 - Dimensões de um boticão, em cima, e um espelho, em baixo, utilizados nas clínicas dentárias.	48
Figura 52 - Zonas de fácil acesso na extremidade da zona com os oxímetros.	48
Figura 53 - Zonas de fácil acesso na extremidade do cabo.	49
Figura 54 - Fotografias do instrumento impresso em PLA em várias perspetivas.	50
Figura 55 - Fotografias da zona do cabo impressa, com o orifício para o ecrã, à esquerda, e da zona dos sensores, à direita.	50
Figura 56 - Design alterado para impressão SLA.	51
Figura 57 - Zona de encaixe por pressão para as extremidades com os sensores.	52
Figura 58 - Impressão SLA do instrumento odontológico, obtida no INEGI.	52
Figura 59 - Zona do cabo e pinça impressas.	52
Figura 60 - Instrumento odontológico impresso e montado.	53
Figura 61 - Diagrama de relações entre tabelas da base de dados.	57
Figura 62 - Página do Azure com a base de dados preenchida com as tabelas criadas para o projeto e algumas informações já inseridas em cada categoria.	57
Figura 63 - Protocolo HTTP.	58
Figura 64 - Funcionamento do token de acesso.	59
Figura 65 - Funcionamento do token de acesso durante a realização de pedidos.	60
Figura 66 - Diagrama Swimlane da API no processo de login do utilizador.	62
Figura 67 - Funcionamento do ESP no Station Mode.	64
Figura 68 - Funcionamento do ESP no Access Point Mode.	65
Figura 69 - Rede Wi-Fi criada pelo ESP32.	66
Figura 70 - Página web criada pela biblioteca Wi-Fi Manager.	67
Figura 71 - Mensagem de sucesso no Serial Monitor quando o ESP32 se conecta à rede Wi-Fi.	67
Figura 72 - Diagrama Swimlane do processo de ligação do ESP32 à rede Wi-Fi.	68

Figura 73 - Fluxo de funcionamento da configuração inicial para estabelecer a ligação entre a aplicação e o ESP32 pela primeira vez.	69
Figura 74 - Fluxo de funcionamento normal para estabelecer a ligação entre a aplicação, o ESP32 e a Internet.	69
Figura 75 - Diagrama Swimlane do processo de comunicação entre o ESP32 e a aplicação.	71
Figura 76 - Diagrama de casos de uso da aplicação desenvolvida.	72
Figura 77 - Diagrama de atividades da arquitetura geral da aplicação desenvolvida.	73
Figura 78 - Diagrama de componentes da aplicação.	74
Figura 79 - Página inicial da aplicação.	75
Figura 80 - Página de registo do utilizador.	75
Figura 81 - Página de apresentação da lista de clínicas existentes na conta do utilizador.	76
Figura 82 - Página de adição de uma nova clínica.	76
Figura 83 - Aspeto do ficheiro JSON utilizado para obter os diferentes concelhos, e correspondentes freguesias, de diferentes zonas de Portugal.	77
Figura 84 - Aspeto do ficheiro JSON utilizado para obter os diferentes códigos postais de diferentes zonas de Portugal.	77
Figura 85 - Página que lista os pacientes existentes na clínica selecionada.	78
Figura 86 - Página de adição de um paciente existente à clínica atual.	78
Figura 87 - Página de adição de um novo paciente à clínica.	79
Figura 88 - Página associada ao paciente escolhido.	79
Figura 89 - Página de scan individual.	80
Figura 90 - Página de conexão ao dispositivo dentário desenvolvido.	80
Figura 91 - Sequência de páginas durante a recolha de dados na realização de uma avaliação.	81
Figura 92 - Página de scan automático, com listagem dos dentes em que vão ser recolhidos os dados de SpO2.	81
Figura 93 - Página esquemática do histórico da vitalidade dos dentes do paciente.	82
Figura 94 - Apresentação do histórico de scans do dente 17 do paciente.	82
Figura 95 - Histórico detalhado dos valores de SpO2 recolhidos durante um scan para o dente 17. ...	83
Figura 96 - Página de edição do dente 17.	83
Figura 97 - Página de informações do paciente.	84
Figura 98 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando não existe contacto com o dedo do indivíduo.	85
Figura 99 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando em contacto com o dedo do indivíduo.	86
Figura 100 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando em contacto com o dente incisivo central superior.	86
Figura 101 - Identificação dos endereços I2C dos componentes conectados ao ESP32.	88
Figura 102 - Valores de SpO2 medidos nos dois sensores mostrados no Serial Monitor.	88
Figura 103 - Valores de SpO2 medidos nos dois sensores exibidos no display da montagem eletrónica do protótipo.	88
Figura 104 - Valores de SpO2 medidos no dente incisivo central superior utilizando um dos sensores do sistema montado.	89
Figura 105 - Leitura dos valores de SpO2 com os sensores do sistema do protótipo em causa e com o oxímetro de dedo comercial.	90
Figura 106 - Teste de avaliação da vitalidade dentária com o dispositivo odontológico desenvolvido, testado em diferentes posições.	91
Figura 107 - Histórico de alguns valores recolhidos durante um teste realizado no dente incisivo central superior.	91
Figura 108 - Odontograma com a representação da vitalidade de alguns dentes de um paciente na aplicação.	92

Figura 109 - Valores de SpO2 obtidos com o instrumento odontológico durante a medição no dedo com fita isolante.....	93
Figura 110 - Settings iniciais para a realização do primeiro teste.....	93
Figura 111 - Resultados de SpO2 realizados no dedo indicador e obtidos com a variação da frequência de amostragem.	94
Figura 112 - Gráficos dos valores de SpO2 obtidos com a variação da frequência de amostragem.....	95

Lista de tabelas

Tabela 1 - Resultados das diferentes estratégias de pesquisa nas bases de dados respectivas.	23
Tabela 2 - Settings permitidos para o cálculo de SpO2.	38
Tabela 3 - Organização da base de dados utilizada.	58

Abreviaturas

AC	Alternating Current
ADC	Analog-to-Digital-Converter
AP	Access Point
API	Application Programming Interface
BD	Base de Dados
BLE	Bluetooth Low Energy
DC	Direct Current
EPT	Electric Pulp Tester
FC	Frequência Cardíaca
FDL	Fluxometria Doppler a Laser
FDM	Fused Deposition Modeling
HTTP	Hypertext Transfer Protocol
IoT	Internet of Things
IV	Infravermelho
JCE	Junção Cimento-Esmalte
JSON	JavaScript Object Notation
MSSQL	Microsoft SQL Server
OP	Oximetria de Pulsação
PaaS	Platform as a Service
PPG	Photoplethysmography
PRISMA	Preferred Reporting Items for Systematics Reviews and Meta-Analysis
SCL	Serial Clock Line
SDA	Serial Data Line
SLA	Stereolithography

SLS	Selective Laser Sintering
SOC	State of Charge
SpO2	Saturação periférica de Oxigénio
STA	Station
TCP	Transmission Control Protocol
TM	Termografia
UI	User Interface
UML	Unified Modeling Language
UV	Ultravioleta

Capítulo 1

Introdução

Na busca contínua por avanços na medicina dentária, a endodontia destaca-se como uma disciplina dedicada ao estudo aprofundado da polpa dentária, canais radiculares e tecidos periapicais. A preservação da vitalidade da polpa tornou-se uma prioridade na busca por manter a função e a saúde bucal. Em resposta a desafios diagnósticos associados ao tratamento endodôntico, a oximetria de pulsação surge como uma inovação promissora [1].

A presente Dissertação de Mestrado propõe o desenvolvimento de um dispositivo odontológico inovador, utilizando a técnica de oximetria de pulsação para avaliar de forma precisa a vitalidade da polpa dentária.

1.1 Motivação e enquadramento

O tratamento endodôntico pode ser definido como a prevenção ou o tratamento das doenças que afetam a polpa. Este tratamento é realizado com o objetivo de preservar o próprio dente, sendo um desenvolvimento relativamente moderno na história da medicina dentária. Normalmente, quando não é possível realizar o tratamento da polpa do dente, são realizados procedimentos como o tratamento do canal radicular, o dente torna-se não vital e cumpre apenas a sua função de auxílio na trituração dos alimentos. Em casos mais severos pode ser necessário proceder à remoção dentária [1].

Um diagnóstico pulpar correto é a chave para todo o tratamento endodôntico. É fundamental que, antes de proceder a um tratamento que afete o conteúdo da câmara pulpar, seja estabelecido um diagnóstico clínico da polpa e dos tecidos periapicais. Este diagnóstico deve basear-se nos sintomas apresentados, no seu histórico e nos testes de diagnóstico. Se não for possível estabelecer o diagnóstico ou se um diagnóstico não for dominante dentro de um diagnóstico diferencial, o tratamento não deve ser iniciado até que seja efetuada uma avaliação mais aprofundada [2].

Atualmente, as ferramentas clínicas disponíveis para avaliar a gravidade da inflamação pulpar passam pela avaliação qualitativa, o histórico da dor e as respostas aos testes de sensibilidade e vitalidade pulpar. No entanto, como o diagnóstico clínico não é totalmente confiável, o resultado do tratamento fornecido à polpa é imprevisível, e os profissionais podem remover completamente a polpa mais vezes do que o necessário para limitar a dor pós-operatória e a infecção [3].

De forma a evitar esta atitude, é necessária uma avaliação precisa da polpa para o diagnóstico endodôntico adequado. Os testes de sensibilidade utilizados são demasiado subjetivos e dependem da resposta dos nervos da polpa a uma estimulação induzida. Além disso, os dentes são capazes de manter a sua vascularização intacta apesar de perder temporariamente a sua função sensorial, resultando em resultados falso-negativos. O tecido nervoso é também bastante resistente à inflamação, podendo permanecer reativo durante bastante tempo após a degeneração do tecido circundante. Consequentemente, estes métodos são questionáveis para realizar a avaliação da vitalidade pulpar [4].

1.2 Definição do problema

A oximetria de pulsação surge recentemente como um método de diagnóstico da vitalidade da polpa, baseado na deteção dos níveis de saturação de oxigénio. Esta técnica, ao contrário dos testes de sensibilidade, como os testes térmico e elétrico, é objetiva e não invasiva, não dependendo das respostas subjetivas do paciente durante o diagnóstico [5].

No entanto, **não existem atualmente dispositivos que utilizem esta técnica adaptados para uso dentário**. Vários estudos foram já realizados neste âmbito e desenvolvidos protótipos de instrumentos, mas **restritos apenas a um grupo particular de dentes**. Contudo, os autores concluíram que a oximetria de pulsação pode ser usada, efetivamente, como um teste de vitalidade preciso.

1.3 Objetivos e resultados a alcançar

A presente dissertação tem como objetivo o desenvolvimento de um dispositivo dentário universal que permita avaliar a vitalidade da polpa dentária através da técnica de oximetria de pulsação. Este instrumento é uma ferramenta necessária e útil na medicina dentária, nomeadamente em endodontia [2].

Para dar início ao seu desenvolvimento, é necessária a realização de uma pesquisa bibliográfica dos fundamentos teóricos relacionados com a oximetria de pulsação na avaliação da vitalidade dentária, incluindo conceitos mais alargados para fornecimento de contexto da origem desta técnica, onde atua e como funciona.

Em seguida, é importante fazer uma pesquisa aprofundada dos estudos realizados até à data, que envolvem o desenvolvimento de instrumentos personalizados para todo o tipo de dentes, com implementação da técnica de oximetria de pulsação, bem como a sua possível existência no mercado.

Após a revisão teórica é necessário estudar a forma como vai ser desenvolvido o dispositivo em questão, abrangendo desde os componentes eletrónicos necessários até ao *design* do instrumento, que deve combinar conforto e funcionalidade.

Com esta dissertação, pretende-se também realizar testes preliminares ao funcionamento do sistema, de forma a verificar se possibilita efetivamente a medição dos níveis de saturação de oxigénio em diferentes contextos, fundamental para avançar no desenvolvimento do dispositivo.

Além disso, pretende-se completar o desenvolvimento de uma aplicação que comunique com o dispositivo dentário, de forma a armazenar os dados necessários e facilitar a sua organização para o dentista.

1.4 Estrutura do documento

Este documento segue uma estrutura organizada para abordar de maneira completa o tema proposto. Na Introdução (Capítulo 1), é expressa a motivação do estudo, definição do problema, delineação de objetivos e apresentação da estrutura do documento.

Em seguida, o Capítulo 2 explora conceitos teóricos, desde a morfologia dentária, aspetos da polpa saudável e ameaças à vitalidade pulpar, como cáries, pulpite e calcificação da polpa. Além disso, apresenta ferramentas de diagnóstico da vitalidade pulpar, como testes de sensibilidade e de vitalidade.

A Revisão Sistemática (Capítulo 3) resume a estratégia de pesquisa adotada, focada em investigar se a oximetria de pulsação pode ser utilizada na avaliação da vitalidade dentária. Este capítulo fornece uma visão geral dos resultados obtidos na pesquisa bibliográfica.

O Capítulo 4 é dividido em vários subcapítulos, onde cada um deles detalha o trabalho realizado para a projeção e desenvolvimento do protótipo, tendo em atenção a escolha dos componentes e montagem do sistema eletrónico, a sua programação e o desenvolvimento do *design* do produto. Neste capítulo são também detalhadas as limitações e desafios enfrentados durante o processo, assim como as estratégias adotadas para superá-los.

A interface IoT é abordada no Capítulo 5, detalhando o desenvolvimento de uma aplicação adaptada para computador e *smartphone*. Este capítulo descreve os métodos de comunicação utilizados para realizar a comunicação entre o dispositivo odontológico desenvolvido e a aplicação, de que modo os dados são armazenados numa base de dados e todas as funcionalidades da *app*, que tornam o seu uso prático e eficiente, facilitando o armazenamento e gestão de todos os dados recolhidos, associados aos pacientes correspondentes, nas clínicas correspondentes.

O Capítulo 6 apresenta os resultados obtidos com o sistema montado, abrangendo desde os resultados preliminares do primeiro protótipo até os resultados laboratoriais mais recentes, fornecendo uma análise crítica dos dados recolhidos de forma a avaliar a eficácia dos sensores na leitura correta dos níveis de saturação de oxigénio.

Por fim, a Conclusão, no Capítulo 7, destaca a plausibilidade e viabilidade da oximetria de pulsação como um método de diagnóstico para a vitalidade pulpar, apesar da necessidade de alguns ajustes no protótipo desenvolvido, bem como uma avaliação crítica dos objetivos propostos e os próximos passos a serem tomados no desenvolvimento futuro.

Esta estrutura progressiva visa proporcionar uma compreensão fluida, desde a introdução até a conclusão, fornecendo uma exposição sequencial lógica e abrangente sobre o tema.

Capítulo 2

Conceitos teóricos

Neste capítulo, serão abordados os conceitos teóricos relativos à morfologia dos dentes, nomeadamente os tecidos e estruturas que os compõem, dando especial atenção à polpa dentária. A diferenciação de uma polpa saudável e uma polpa afetada é também apresentada, mostrando os principais fatores que podem ameaçar a sua vitalidade, tal como as cáries, pulpite e calcificação da polpa dentária. Em seguida, são explicados os métodos de diagnóstico existentes que permitem retirar conclusões acerca do estado da polpa, nomeadamente os testes de sensibilidade, que incluem os testes térmicos e testes elétricos, e os testes de vitalidade, como a fluxometria Doppler a laser, termografia e oximetria de pulsação.

2.1 Morfologia dentária

A face humana é composta por dois grandes ossos que permitem a fixação dos dentes: o maxilar e a mandíbula. O maxilar e a mandíbula podem ser divididos em dois quadrantes cada um, sendo ordenados em primeiro (quadrante superior direito), segundo (quadrante superior esquerdo), terceiro (quadrante inferior esquerdo) e quarto (quadrante inferior direito), como é possível verificar na (Figura 1) [6].

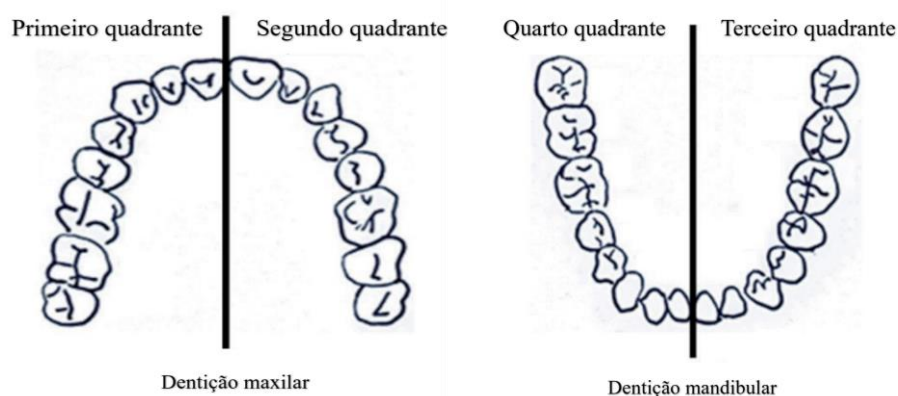


*Figura 1 - Quadrantes dentários num adulto.
Adaptado de [6].*

Durante a sua vida o ser humano tem dois conjuntos de dentes, os dentes decíduos (também designados de “dentes de leite”), que são os primeiros a surgir na boca, e os dentes permanentes, que mais tarde na infância substituem o primeiro conjunto, iniciando aos 6 anos de idade [6].

Os dentes decíduos são constituídos por um total de 20 dentes, enquanto os adultos humanos possuem um total de 32 dentes. Os dois tipos de dentes podem ser divididos em quatro grupos: incisivos, caninos, pré-molares e molares (Figura 2) [7].

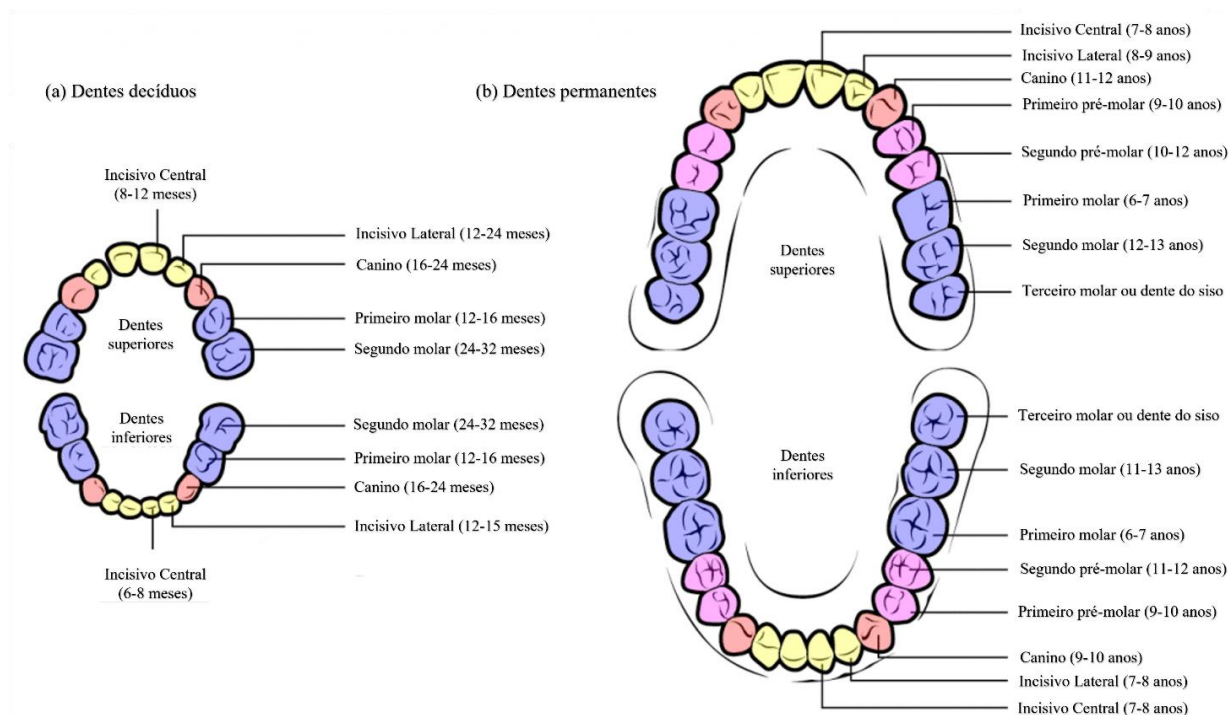


*Figura 2 - Dentição decídua e permanente, com as correspondentes datas de erupção de cada dente identificadas.
Adaptado de [8].*

A existência de um Sistema de numeração de dentes permite identificar os dentes decíduos e permanentes através da sua numeração, utilizada pelos dentistas para identificar e fornecer informações específicas relacionadas com determinado dente (Figura 3) [8].

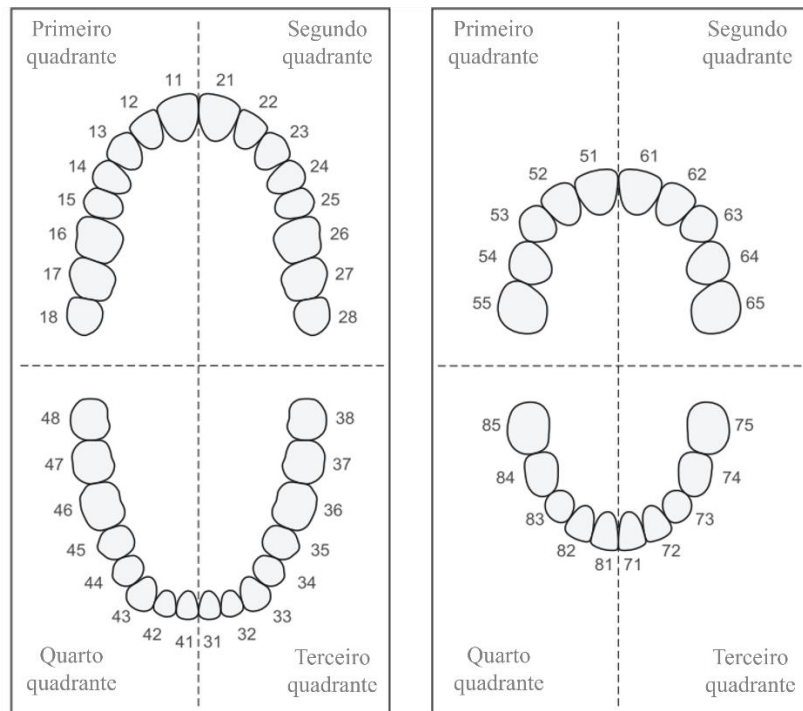


Figura 3 - Sistema de numeração de dentes para dentição permanente, à esquerda, e dentição decídua, à direita.

Adaptado de [9].

Cada dente permanente é composto por uma coroa e uma raiz. A coroa corresponde à zona do dente que é visível na cavidade oral, sendo revestida por esmalte e a sua maior parte composta por dentina, enquanto a raiz é a porção que está firmemente embutida no osso alveolar¹, estando envolvida por cimento (Figura 4). A coroa e a raiz unem-se numa superfície chamada junção cimento-esmalte (JCE), também conhecida como colo ou linha cervical (Figura 5) [1].

O tipo de dente influencia na morfologia da coroa. As coroas dos dentes anteriores, como os incisivos centrais e laterais, têm cortantes, ou cristas incisivas. Os incisivos partilham arestas afiadas, no entanto são melhores a cortar os alimentos em vez de os rasgar. Outros dentes possuem cúspides, pequenas elevações pontiagudas salientes na coroa dos dentes, para ajudar na mastigação, como os caninos, otimizados para rasgar alimentos, apresentando apenas uma única cúspide. Os pré-molares e molares, por sua vez, apresentam duas ou mais cúspides e superfícies mais planas, sendo a distância entre a ponta da cúspide e o ápice da raiz muito mais curta comparativamente aos outros tipos de dentes. Ambas as cristas incisivas e as cúspides formam as superfícies de corte nas coroas dos dentes [6], [10].

¹ Porção da mandíbula que serve de suporte para o dente e a sua fixação.

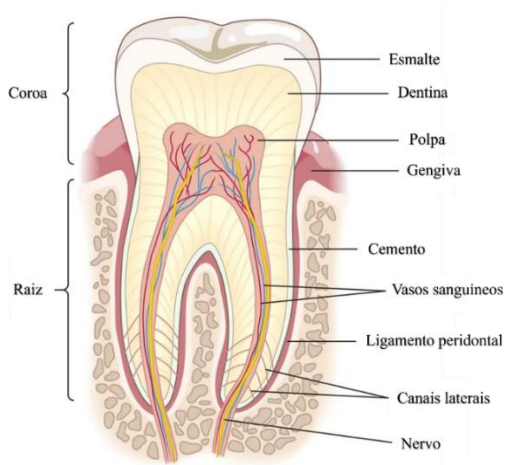


Figura 4 - Estrutura dentária.

Adaptado de [1].

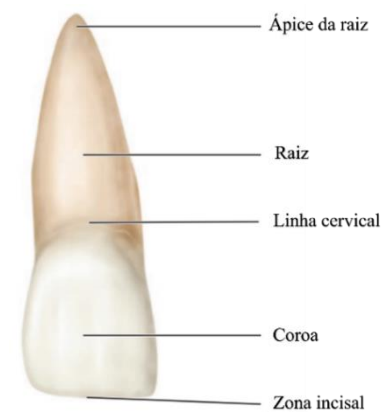


Figura 5 - Estrutura dentária de um incisivo central maxilar.

Adaptado de [10].

A zona da raiz do dente pode ser única, com um ápice ou extremidade terminal, como normalmente se encontra nos dentes anteriores e alguns pré-molares; ou múltipla, com uma bifurcação ou trifurcação, dividindo a raiz em duas ou mais extensões [11]. No topo da raiz está o ápice da raiz, por onde os nervos e os vasos sanguíneos entram e percorrem até a polpa, através do canal radicular [6].

Os dentes humanos têm quatro tipos de tecidos: **o esmalte, a dentina, o cemento** (tecidos duros devido à sua constituição de conteúdo mineral considerável, especialmente cálcio) e **a polpa** (tecido mole). A principal função do tecido pulpar é o fornecimento sanguíneo ao dente [6], [7].

O **esmalte** corresponde à camada protetora da superfície externa da dentina, e é a substância mais dura do corpo por ser altamente calcificado. O seu conteúdo mineral é de 95% de hidroxiapatite, sendo as restantes substâncias 5% de água e a matriz do esmalte [12].

A **dentina** constitui a maior parte do dente, revestindo a câmara pulpar. A dentina normalmente não é visível, exceto numa radiografia dentária, ou quando o esmalte ou o cemento foram desgastados, ou cortados, durante a preparação de um dente com uma broca, ou destruídos por uma cárie (Figura 6). A dentina madura é composta por cerca de 70% de hidroxiapatite de cálcio, 18% de matéria orgânica (fibras de colagénio) e 12% de água, tornando-a mais dura do que o cemento, mas mais macia e menos frágil do que o esmalte [12], [13].

O **cemento** é a camada externa que envolve a raiz do dente. O cemento apresenta uma espessura muito reduzida, semelhante à de uma folha, especialmente na zona próxima à linha cervical. Esta camada é composta por 65% de hidroxiapatite de cálcio (mineralizada e calcificada), 35% de matéria orgânica (fibras de colagénio) e 12% de água. O cemento é tão duro como o osso, mas consideravelmente mais macio do que o esmalte [12].

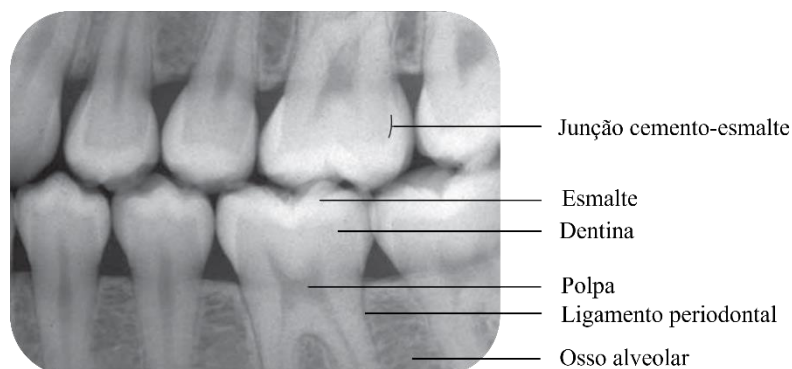


*Figura 6 - Constituição de um dente vista através de imagem de raio-X.
Adaptado de [13].*

O dente é também constituído por uma câmara pulpar, localizada na parte da coroa, e um canal pulpar, na raiz, que normalmente contêm o tecido pulpar, ou polpa. Apesar de várias vezes confundidos a câmara pulpar corresponde apenas ao espaço oco no interior da coroa do dente, enquanto a polpa dentária é o tecido mole (não calcificado ou mineralizado) e vital encontrado dentro da câmara. A câmara pulpar juntamente com o canal pulpar, ou canal radicular, constituem a cavidade pulpar, sendo espaços contínuos entre si [11].

A cavidade pulpar é cercada por dentina, exceto num orifício (ou orifícios) perto do ápice da raiz chamado forame apical. Os nervos e os vasos sanguíneos entram na polpa através dos forames apicais. Tal como a dentina, a polpa não é normalmente visível, exceto numa radiografia dentária (raio-X). A polpa é tecido conjuntivo mole que contém uma grande quantidade de vasos sanguíneos, que fornecem oxigénio e nutrientes essenciais para manter o tecido vivo e saudável, e nervos, sendo as suas principais funções [12], [14]:

- **Formativas:** A polpa dentária produz células produtoras de dentina (odontoblastos). A dentina, por sua vez, sustenta o esmalte e protege a polpa dentária.
- **Sensoriais:** As terminações nervosas da polpa dentária são sensíveis à sensação de dor causada pelo calor, frio, perfuração, alimentos doces, cáries, traumatismos ou infeções, entre outros. Consequentemente, transmitem essas sensações ao cérebro. No entanto, as fibras nervosas numa polpa dentária são incapazes de distinguir a causa da dor.
- **Nutritivas:** Os vasos sanguíneos transportam nutrientes da corrente sanguínea para as células da polpa e para os odontoblastos que produzem a dentina.
- **Defensivas ou protetoras:** A polpa responde a lesões ou cáries através da formação de dentina reparadora.

2.2 Polpa saudável

Uma polpa saudável é uma polpa vital e sem inflamação. Para entrar nesta categoria a polpa deve ser assintomática e reagir a testes de sensibilidade, que serão abordados posteriormente, como o teste térmico e teste elétrico [15].

À medida que a polpa envelhece é formada uma quantidade crescente de dentina secundária na câmara pulpar, de tal forma que a sua reação ao teste térmico pode ser influenciada e diminuída. No entanto, mesmo nesses casos, uma polpa saudável deve reagir ao teste elétrico. Não obstante, estes testes de diagnóstico não são suficientes para avaliar a vitalidade da polpa de forma definitivamente correta [2].

Os sintomas de dor pulpar ocorrem com diferentes intensidades, desde ligeira, moderada a grave. Estas diferenças ajudam a estabelecer o diagnóstico ou plano de tratamento correto para o dente e determinar se é indicado realizar uma pulpectomia², ou se a polpa pode ser recuperada, ou seja, se a condição inflamatória da polpa é tratável ou não [16].

O objetivo de qualquer procedimento de restauração ou endodôntico passa por manter a vitalidade e funcionalidade da polpa dentária sem qualquer desconforto para o paciente. A manutenção da vitalidade da polpa dentária aumenta a resistência mecânica do dente e a sua sobrevivência a longo prazo. Consequentemente, os procedimentos de Terapia Pulpar Vital, como o capeamento pulpar indireto, o capeamento pulpar direto, a escavação gradual de cáries e a pulpotomia da câmara pulpar, podem ser preferíveis ao tratamento do canal radicular em algumas situações [3].

Numa situação em que a polpa dentária fique exposta, devido a cáries ou outras causas, o dente torna-se vulnerável a infecções que, se não forem tratadas, podem-se alastrar para outras zonas da boca e piorar a condição de saúde do paciente. Quando a polpa dentária está inflamada ou danificada, o fluxo sanguíneo pode ser comprometido e levar a problemas como dores de dentes e necessidade de tratamento odontológico de forma a tentar salvar o dente [17].

2.3 Polpa dentária e possíveis ameaças à sua vitalidade

A polpa dentária é um tecido sensível que responde a estímulos externos de várias formas. No entanto, são vários os fatores que podem afetar a sua vitalidade. A exposição da polpa à cárie dentária, uma doença infecciosa crónica muito comum, e a escassez de circulação colateral, são fatores que podem tornar a polpa suscetível a lesões que dificultam a sua regeneração. Além disso, a polpa é constituída por um grande conjunto de nervos e vasos sanguíneos que promove os efeitos da inflamação e pode levar rapidamente à degeneração³ e necrose do dente, envolvendo a morte das células [15].

Quando o esmalte que reveste o complexo polpa-dentina é rompido por cáries, erosão ou procedimentos cirúrgicos, a polpa fica em risco. Num doente jovem, os túbulos⁴ são mais largos e a polpa está mais próxima da superfície, pelo que uma fenda no esmalte, de tamanho semelhante a uma fenda num dente adulto, terá um efeito maior na polpa do que num doente mais velho. Quanto maior for a área de dentina exposta, maior será o efeito sobre a polpa [1], [18].

A polpa dentária pode ser afetada por uma grande variedade de estímulos, que podem ser classificados como sendo de origem microbiana, química ou mecânica. Estes agressores podem atuar de forma combinada e provocar inflamação pulpar, que se manifesta como dor e sensibilidade no dente afetado [17]. A resposta da polpa à irritação é a inflamação e a formação de dentina terciária, de forma a criar uma barreira para os invasores da polpa, que se tornará então menos inflamada. Se a causa da inflamação não for tratada, pode ocorrer a progressão para infeção que, se negligenciada mais uma vez, pode desenvolver-se e levar à formação de um abscesso. No entanto, nem todas as inflamações evoluem necessariamente para infeções. O tratamento precoce da inflamação pulpar, como o tratamento de canal, pode impedir a progressão para uma infeção e salvar o dente [1].

² Enquanto a pulpotomia envolve a remoção parcial da polpa do dente, a pulpectomia envolve a remoção completa do tecido pulpar de um dente como primeiro passo para tratamento do dente.

³ Mudanças no tecido que afetam a sua função, mas as células ainda estão vivas.

⁴ Canais microscópicos que se estendem desde a parte externa da dentina (próxima ao esmalte ou à gengiva) até a camada interna, que faz fronteira com a polpa dentária. Os túbulos são preenchidos com fluido e contêm prolongamentos celulares dos odontoblastos.

2.3.1 Cáries

A cárie dentária é uma infecção localizada, destrutiva e progressiva resultante de bactérias cariogênicas aderentes aos dentes, que metabolizam açúcares para produzir ácido, desmineralizando a estrutura dentária ao longo do tempo. Esta destruição pode afetar o esmalte, a dentina e o cemento e, se não for controlada, pode resultar em necrose pulpar e potencial perda do dente [19]. As cáries são consideradas a principal causa de lesão da polpa dentária sendo que, na ausência de bactérias, não ocorre inflamação pulpar [1], [20].

Quando a polpa é atacada por cáries, três reações tendem a protegê-la [21]:

- (1) diminuição da permeabilidade da dentina;
- (2) formação de dentina terciária;
- (3) reações inflamatórias e imunitárias.

Estas respostas ocorrem em simultâneo e a sua intensidade é altamente dependente da intensidade da lesão que afeta a polpa [22]. Na fase inicial da lesão, os odontoblastos respondem com a deposição de tecido duro. À medida que a lesão progride, a superfície do esmalte é rompida, as bactérias entram na dentina, e a taxa da cárie normalmente acelera (Figura 7) [1], [17], [23].

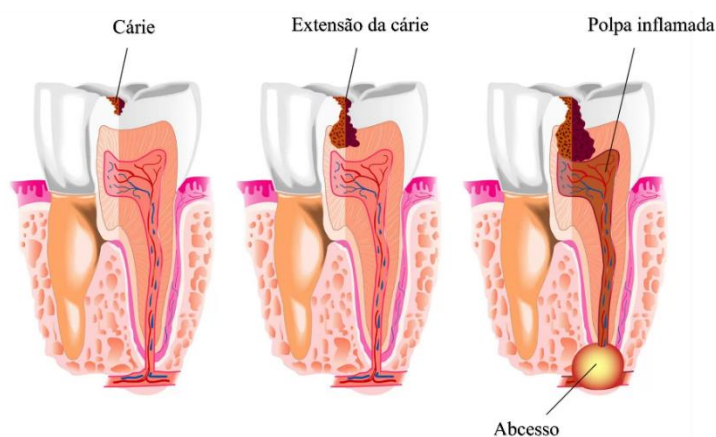


*Figura 7 - Fases do desenvolvimento de uma cárie.
Adaptado de [23].*

A lesão pode ser dividida em 3 zonas: uma zona externa de destruição, uma zona média de penetração bacteriana e uma zona interna de desmineralização. A dentina afetada pela cárie pode ser facilmente removida, dependendo do nível de progresso que o dente já sofreu, com escavadoras manuais em lesões ativas, e tem frequentemente uma cor clara. Na Figura 8 - (A) e (B) é possível verificar exemplos dos diferentes estados de lesões ativas com cárie em dentes. Em lesões de progressão lenta a dentina é mais escura e tem uma consistência mais dura [1].

A zona de penetração bacteriana contém microrganismos dentro dos túbulos dentinários. Quando existe uma cárie, alguns túbulos estão profundamente infetados, enquanto outros não contêm qualquer microrganismo [1], [24]. Como primeira tentativa de defesa contra a cárie surge uma combinação de um aumento da deposição de dentina intratubular⁵ e a deposição direta de cristais minerais nos túbulos

⁵ Porção da dentina que está localizada dentro dos túbulos dentinários, responsável por transmitir estímulos sensoriais dos túbulos dentinários para os odontoblastos na polpa dentária.

dentinários de forma a diminuir a permeabilidade da dentina. Esta técnica de defesa é chamada de esclerose dentinária (por afetar a dentina) [2].

À medida que a lesão precoce da dentina progride, a dentina vai-se tornando desmineralizada e a lesão avança sequencialmente para a formação de dentina terciária. Esta dentina resultante é morfológicamente semelhante à dentina fisiológica e pode ser aparente apenas quando observado ao microscópio, devido apenas a uma mudança na direção dos novos túbulos dentinários. Quando as bactérias invadem esta dentina ocorrem frequentemente alterações pulpares graves, como a formação de abscessos. Um abscesso dentário é uma acumulação de pus causada por uma infecção bacteriana, que pode ser formado no interior do dente (abscesso periapical), ou na gengiva circundante (abscesso periodontal) [15], [25].

Por conseguinte, à medida que a cárie progride e se torna muito profunda, a probabilidade de a polpa estar irreversivelmente danificada é elevada. Neste caso, o tratamento deve normalmente consistir na remoção da dentina que sofreu a lesão e na inserção de uma restauração eficaz. Se a inflamação não for tratada, apesar de extremamente dolorosa, pode levar à necrose da polpa e apresentar um risco significativo de descer para o espaço profundo do pescoço, comprometendo as vias aéreas, ou ascender aos seios intracranianos (Figura 8 – (C)) [19]. Uma polpa dentária exposta pode levar a condições de risco de vida, como septicemia oral, abscesso cerebral, meningite, celulite orbital, trombose do seio cavernoso, entre outros [1], [26].



*Figura 8 - Diferentes estados de lesões ativas com cárie em dentes.
Adaptado de [18].*

Uma vez que é difícil avaliar com exatidão o estado histológico da polpa a partir dos sinais e sintomas, é importante monitorizar os dentes com cáries profundas.

2.3.2 Pulpite

A pulpite corresponde a uma inflamação da polpa dentária que acontece quando irritantes, como bactérias, passam através da dentina e invadem a polpa, e apresenta sintomas como desconforto e dor persistente. A pulpite aguda pode ser reversível ou irreversível, o que corresponde à capacidade de regeneração dos tecidos pulpares após a lesão, sendo importante distinguir entre os dois estados de forma a iniciar o tratamento adequado [21].

Pulpite reversível

A pulpite reversível é uma inflamação ligeira da polpa causada normalmente por cáries que a invadem, dentina exposta, tratamento dentário recente e restaurações defeituosas. As características clínicas são caracterizadas por hipersensibilidade a estímulos térmicos ou a estímulos doces, que desaparecem rapidamente quando o estímulo é removido, durando cerca de 1 ou 2 segundos (Figura 9) [15], [21].

Com o tratamento adequado, a remoção da cárie e a aplicação de restaurações, a polpa pode ser recuperada e a dor desaparecer. Geralmente não é necessário qualquer tratamento, para além do período de cicatrização da polpa, e o dente pode ser salvo sem a necessidade de um tratamento de canal [27].

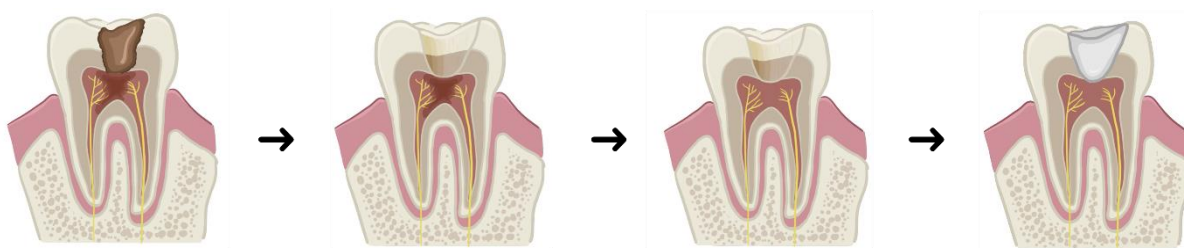


Figura 9 - Esquema representativo dos estados do tratamento de um dente com pulpite reversível.

Pulpite irreversível

A pulpite irreversível ocorre quando a inflamação e outros sintomas como a dor se tornam graves. A dor pode surgir subitamente e frequentemente seguida de sensibilidade térmica e doce, apresentando uma duração mais longa, como vários minutos, comparativamente à duração de segundos da pulpite reversível. Consequentemente, a dor pode ser intensa, prolongar-se às mudanças de temperatura, espontânea, difusa e pode ser alastrada a outras áreas orofaciais [28].

Ao contrário da pulpite reversível, se o estímulo externo superar os mecanismos inatos de defesa e reparação da polpa, surge uma inflamação aguda e irreversivelmente danificada⁶, resultando em necrose pulpar [27], [28].

A pulpite irreversível e as suas sequelas requerem tratamento endodôntico, que pode incluir tratamento do canal radicular, onde a polpa é removida, a raiz é limpa, e o canal radicular vazio é preenchido (Figura 10), ou remoção dentária (Figura 11).

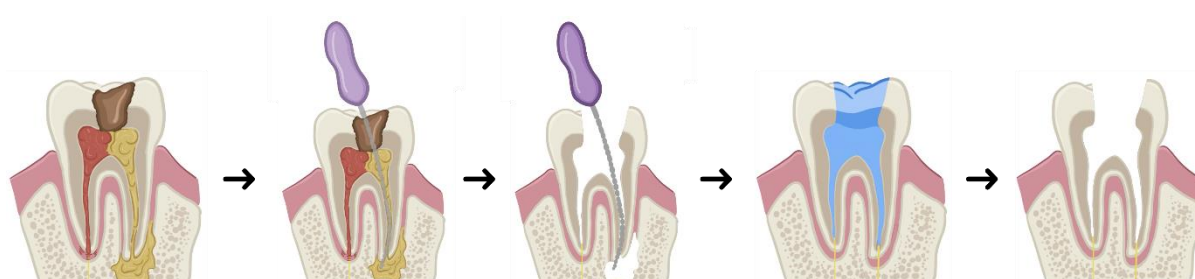


Figura 10 - Esquema representativo do tratamento endodôntico de um dente com pulpite irreversível.

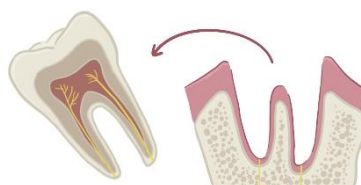


Figura 11 - Extração do dente.

⁶ Condição em que o processo inflamatório causou danos substanciais e permanentes aos tecidos afetados, sem possibilidade de recuperação ou reversão para o estado não inflamado, resultando em alterações que não podem ser totalmente corrigidas [26].

Após o tratamento do canal radicular, a cicatrização adequada é evidenciada clinicamente pela resolução dos sintomas e, radiograficamente, pelo preenchimento ósseo da área radiolúcida no ápice da raiz (Figura 12). Se surgirem sinais sistêmicos de infecção no paciente, um antibiótico é eficaz. Se os sintomas persistirem, ou se agravarem, pode ser necessário extrair o dente [21], [29].

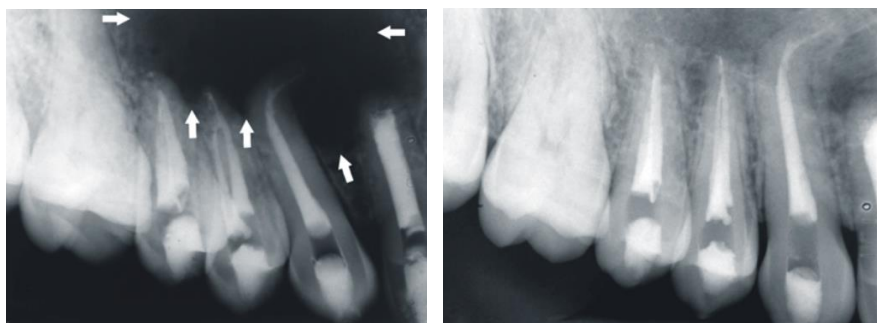


Figura 12 - À esquerda, radiografia após obturação do canal radicular. À direita, radiografia após 4 meses, onde a área radiolúcida está quase completamente preenchida por osso recém-formado.
Adaptado de [20].

Na literatura é evidenciado que o tratamento mais adequado para a pulpite irreversível requer um diagnóstico definitivo e a identificação da etiologia da dor. O tratamento para controlo da dor, de acordo com a sua origem, difere de caso para caso, sendo possível que a dor tenha origem nos outros dentes. Assim, é importante chegar a um diagnóstico correto e ao reconhecimento do motivo da dor. Sinais e sintomas clínicos, testes de vitalidade e uma avaliação precisa do dente podem ser úteis no reconhecimento dessa origem [28].

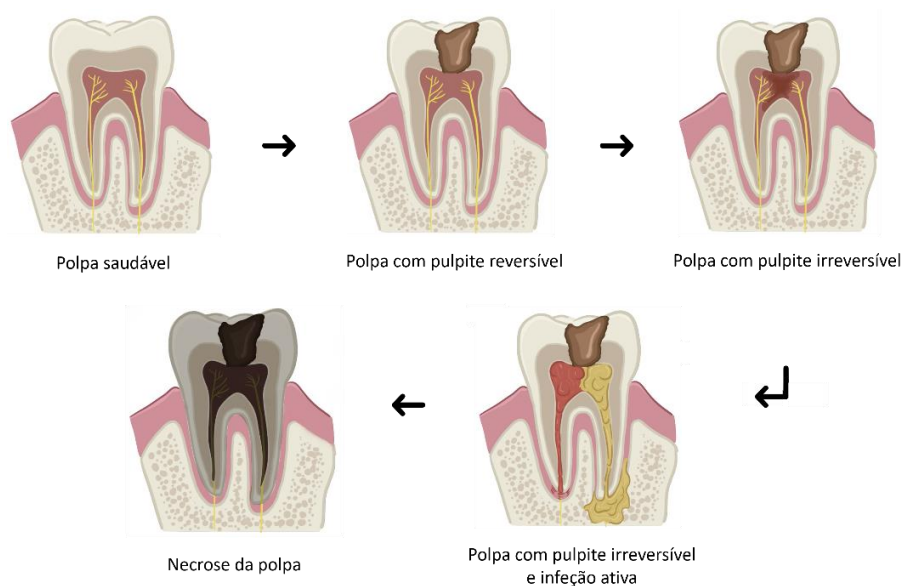


Figura 13 - Esquema representativo dos estados de um dente quando invadido.

2.3.3 Calcificação da polpa dentária

A calcificação da polpa dentária corresponde ao surgimento de massas de tecido calcificado presentes ao nível da câmara pulpar e das raízes dos dentes. Estes cálculos podem ser singulares ou múltiplos em qualquer dente, podem formar-se em vários dentes ou surgir mesmo em todos os dentes do indivíduo, e são encontrados mais frequentemente no orifício da câmara pulpar ou no interior do canal radicular [30], [31], [32]. Na Figura 14 é possível observar um paciente com calcificação da polpa.

A área que apresenta calcificação da câmara pulpar dentária está representada a vermelho enquanto a área representada a preto mostra outro paciente com câmaras pulpares dentárias normais.

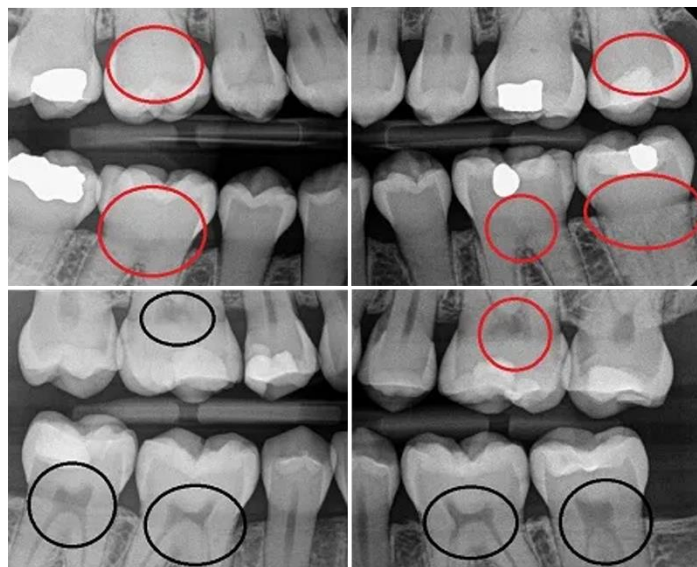


*Figura 14 - Paciente com calcificação da polpa.
Adaptado de [27].*

Ocasionalmente, um cálculo pulpar pode conter túbulos e ser circundado por células semelhantes a odontoblastos. Esses cálculos são raros e, quando vistos, surgem próximos ao ápice do dente, sendo denominados de “verdadeiros cálculos pulpares”, em oposição aos cálculos que não possuem células associadas a eles [32].

A calcificação da polpa dentária ocorre em todos os grupos etários, com um aumento da frequência nos grupos etários mais velhos. Os fatores etiológicos para a formação de cálculos pulpares não são ainda completamente conhecidos, embora alguns fatores incluam a degeneração pulpar, idade, distúrbios circulatórios na polpa, movimento ortodôntico dos dentes, predisposição genética, cáries, abrasão dentária e inflamação pulpar [30], [33], [34].

Se, durante a formação de um cálculo pulpar, ocorrer uma união entre este e a parede dentinária, ou se uma deposição secundária de dentina rodear o cálculo, o cálculo pulpar está aderido, ao contrário de um cálculo livre (que está completamente rodeado por tecido mole). A presença de cálculos pulpares é significativa na medida em que reduzem o número total de células dentro da polpa e atuam como um impedimento ao tratamento de canal radicular endodôntico (Figura 15) [32], [35].



*Figura 15 - Radiografia panorâmica que mostra um cálculo pulpar idiopático na câmara pulpar coronal do primeiro molar inferior direito (seta vermelha).
Adaptado de [35].*

2.4 Ferramentas de diagnóstico da vitalidade pulpar

A má avaliação do estado da polpa pode resultar na subestimação da gravidade da inflamação pulpar. Este erro pode levar a uma inflamação irreversível da polpa e à necrose do tecido pulpar, o que resulta em dor espontânea e persistente após o tratamento [3].

Um diagnóstico preciso requer conhecimento da gravidade da inflamação pulpar e da probabilidade de resposta aos procedimentos endodônticos. A inflamação pulpar intensa ou de longa duração, resultante de uma infecção ou inflamação não tratada, impede a regeneração. Uma vez que a inflamação ajuda na eliminação de agentes patogênicos e na estimulação da restauração, é necessário o controle da inflamação pulpar para o sucesso da terapia pulpar vital [3].

A exatidão do diagnóstico, relacionada com a capacidade de um teste de distinguir entre indivíduos com e sem doença, é normalmente medida utilizando a sensibilidade e a especificidade. Quando um teste de diagnóstico padrão pode ser utilizado como teste “padrão ouro”⁷, a determinação das taxas de exatidão de outros testes pode ser facilmente realizada. Infelizmente, no diagnóstico pulpar, não está disponível nenhum padrão para determinar a exatidão de outros testes diagnósticos devido ao facto de ainda não ter sido encontrada uma relação consistente entre os sintomas clínicos e as condições histopatológicas da polpa. Os pacientes com sintomas clínicos idênticos podem apresentar diferentes aparências histológicas da polpa envolvida. A única condição que pode ser diagnosticada com certeza é a necrose pulpar. Desta forma, o médico necessita de fazer um diagnóstico clínico utilizando o histórico e a descrição da dor do paciente, o exame clínico e vários testes de diagnóstico [36].

A avaliação da vitalidade pulpar para o diagnóstico da sua condição é crucial para o estabelecimento do tratamento adequado de dentes com cáries ou trauma, e continua a ser um desafio na prática clínica atual.

2.4.1 Testes de sensibilidade pulpar

Os testes atualmente utilizados para identificar o estado da polpa são os testes de sensibilidade pulpar. Estes testes incluem o teste térmico (teste de calor e teste de frio) e o teste elétrico da polpa (EPT – *electric pulp tester*) [37].

O teste térmico envolve a estimulação dos nervos pulpaes através do uso de estímulos térmicos, como um *spray* de ar frio ou um aplicador de calor, para avaliar a resposta do dente (Figura 16). O dentista observa a reação do paciente à mudança de temperatura para determinar a vitalidade dentária [38].

De modo semelhante, o teste elétrico utiliza um dispositivo eletrónico para enviar um estímulo elétrico ao dente, de forma a estimular as fibras nervosas mais próximas na polpa dentária (Figura 16). A resposta positiva a essa corrente indica apenas a transmissão neural viável e a presença de fibras nervosas vitais, mas não prova a saúde do tecido nem avalia qualquer dano potencial do sistema vascular da polpa [38].

⁷ Teste, procedimento ou critério de diagnóstico amplamente aceite como o método mais preciso disponível para determinar a presença ou ausência de uma condição médica ou para validar a precisão de um novo teste.



*Figura 16 - Técnica de teste térmico, à esquerda, e teste elétrico, à direita.
Adaptado de [38].*

Os testes de sensibilidade são essencialmente subjetivos e podem ser perturbadores para os pacientes. Além disso, estes testes registam a resposta dos nervos localizados na polpa após a estimulação das fibras nervosas, não avaliando a vitalidade da polpa diretamente. Desta forma, o dente que perdeu a sua função sensorial⁸, temporariamente ou permanentemente, danificado por trauma, por exemplo, pode não responder a esses testes, apesar de apresentar uma vascularização intacta e, por isso, permanecer vital, podendo levar a resultados falso-negativos. Além disso, sendo o tecido nervoso altamente resistente à inflamação, pode permanecer reativo por muito tempo após a degeneração de tecidos circundantes e, mais uma vez, levar a respostas erradas [39].

Dentes traumatizados, submetidos a tratamento ortodôntico, e dentes imaturos podem não responder a esses testes apesar de apresentarem vasculatura pulpar intacta. Além disso, novas evidências mostram que a presença de algumas condições sistêmicas, isto é, diabetes, bem como periodontite crônica grave, diminui a resposta aos testes de sensibilidade. Dadas todas as limitações, a verdadeira vitalidade do tecido pulpar não pode ser determinada apenas por estes testes [40].

2.4.2 Testes de vitalidade pulpar

Considerando, portanto, a necessidade de estabelecer um método de diagnóstico adequado, superando as limitações associadas aos testes de sensibilidade e permitindo a correta medição da vitalidade dos dentes, surge a necessidade de desenvolver novas ferramentas de diagnóstico para determinar a vitalidade pulpar [41].

Técnicas não invasivas como fluxometria Doppler a laser (FDL), termografia (TM) e oximetria de pulsação (OP) surgiram mais tarde. A FDL e a OP baseiam-se na alteração da frequência da luz à medida que esta é refletida pelo dente, e na detecção de alterações na absorção da luz à medida que esta atravessa o dente, respetivamente. Por sua vez, a TM baseia-se na diferença entre as temperaturas dos dentes vitais e não vitais [40].

Estes métodos de teste de vitalidade pulpar podem detetar o fluxo sanguíneo pulpar sem depender das respostas dos pacientes e fornecem um estado pulpar mais preciso. No entanto, sofrem de desafios técnicos como o movimento da cabeça dos pacientes, limites de detecção de sinal e a necessidade de sondas feitas à medida [42].

⁸ Capacidade dos dentes de detetar estímulos táteis, térmicos e dolorosos.

Fluxometria Doppler a Laser

A fluxometria Doppler a Laser é um método não invasivo e indolor, utilizado para avaliar o fluxo sanguíneo em sistemas microvasculares. Nesta técnica é utilizado um díodo para projetar um feixe de luz infravermelha através da coroa e da câmara pulpar de um dente, que se vai alastrando à medida que atravessa o tecido pulpar. O princípio de Doppler afirma que o feixe de luz irá sofrer um desvio de frequência devido ao movimento dos glóbulos vermelhos, mas permanecerá inalterado à medida que atravessa o tecido estático [15].

A técnica começa com a emissão de um feixe de laser de baixa potência que emite luz monocromática em direção ao tecido em estudo. Parte da luz emitida pelo laser é dispersa e refletida pelos componentes dentro do tecido, incluindo os glóbulos vermelhos do sangue. Quando essas partículas se movem, ocorre uma alteração na frequência da luz refletida, proporcional à velocidade das partículas em movimento (neste caso, a velocidade das hemácias no fluxo sanguíneo). Essas alterações de frequência são denominadas efeito Doppler. Em seguida, um detetor especializado é colocado na superfície do tecido para capturar a luz refletida e os deslocamentos Doppler na frequência. O detetor é capaz de medir as mudanças na frequência da luz devido ao movimento das partículas, converte a radiação em sinais elétricos (sinal Doppler) e fornece informações sobre o fluxo sanguíneo no tecido. Por fim, os dados recolhidos pelo detetor são processados e analisados para calcular a velocidade e a quantidade do fluxo sanguíneo na área de interesse (Figura 17) [43], [44], [45].

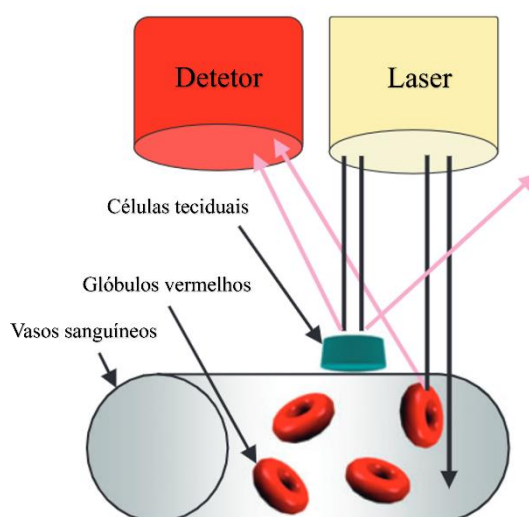


*Figura 17 - Efeito Doppler.
Adaptado de [45].*

Esta técnica permite medir parâmetros como o fluxo sanguíneo, a velocidade de fluxo e a concentração de hemácias contidas num dado volume. Quando utilizada para avaliar a vitalidade dos dentes, o tamanho do sinal de fluxo obtido de um dente saudável de controlo vital pode ser comparado com o sinal do dente suspeito de não ser vital. O sinal de fluxo de um dente com polpa vital deve ser maior do que o de um dente com polpa não vital. Além disso, deve ser reforçado que as propriedades óticas de um dente mudam quando a polpa se torna necrótica e isso pode provocar mudanças no sinal FDL que não estão relacionadas com as diferenças no fluxo sanguíneo [45].

A fluxometria Doppler a Laser oferece diversas vantagens relativamente aos testes de sensibilidade da polpa, nomeadamente ser um método não invasivo, a independência da resposta subjetiva do paciente e a capacidade de avaliar o fornecimento de sangue e não a resposta dos nervos localizados na polpa. No entanto, os resultados deste método devem ser interpretados com cuidado devido à incapacidade do

aparelho de medir o fluxo sanguíneo em unidades absolutas, para além da relação não linear entre a saída do sinal e a taxa de fluxo sanguíneo [44], [46].

Outras desvantagens aliadas a esta técnica incluem a contaminação do sinal pelo suprimento sanguíneo gengival ou periodontal, devido à sua extrema sensibilidade para medir o fluxo sanguíneo em pequenos vasos capilares e microcirculação em tecidos. Essa sensibilidade é uma vantagem em muitos contextos, permitindo detetar mudanças no fluxo sanguíneo. No entanto, essa mesma sensibilidade pode ser uma desvantagem quando outros fluxos sanguíneos próximos estão presentes, como o fluxo sanguíneo gengival ou periodontal [44], [46].

Além disso, o alto custo do equipamento, em comparação a outros testes pulpares, e a necessidade de cooperação do paciente também são vistos como desvantagens associadas a esta técnica, uma vez que qualquer movimento do aparelho ou do paciente pode afetar os resultados [44], [47]. Embora a fluxometria Doppler a laser tenha tido algum sucesso em aplicações médicas, a sua utilização em medicina dentária tem sido dificultada pelo elevado custo, falta de reprodutibilidade e sensibilidade do dispositivo ao movimento [48].

Termografia

A termografia é um tipo de teste sem contacto que utiliza um detetor de luz infravermelha para detetar, visualizar e registar padrões térmicos e temperaturas na superfície de um objeto ou corpo (Figura 18). Estas imagens térmicas têm um grande significado médico, dado que medem a temperatura da superfície da pele de um organismo que resulta da atividade metabólica e da atividade microvascular. A quantidade de radiação emitida por um corpo aumenta com a temperatura e, consequentemente, a termografia permite ver essas variações de temperatura (Figura 19) [49].

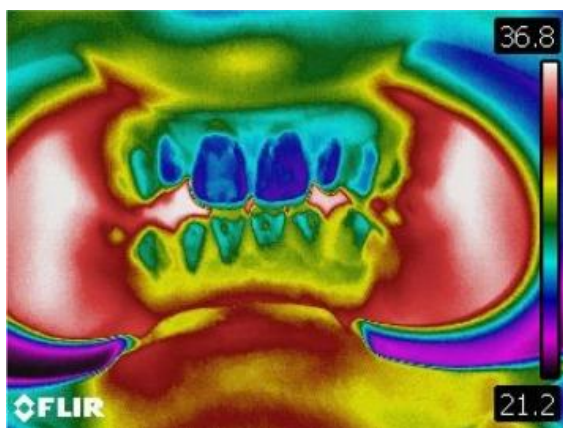


*Figura 18 - Imagens termográficas recolhidas de um participante.
Reproduzida de [49].*

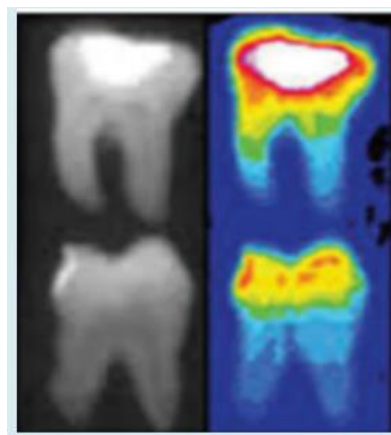


*Figura 19 - Imagem termográfica de uma polpa inflamada.
Reproduzida de [51]*

Este método tornou-se uma ferramenta de diagnóstico importante na medicina dentária devido à medição exata da temperatura numa dada região e à diferenciação de temperaturas durante a realização do procedimento dentário. Por sua vez, é ainda um método não invasivo e inofensivo ao corpo humano, devido ao facto de não utilizar raios gama ou X, e altamente preciso, permitindo medir a temperatura de um corpo e monitorizar o fluxo sanguíneo pulpar [50].

De acordo com a literatura, a difusão térmica através de tecidos dentários duros, nomeadamente a dentina e o esmalte, deriva da variação da temperatura em função da origem do estímulo, do tempo e das respetivas camadas envolvidas. O gradiente de temperatura é continuamente distribuído pelas camadas de esmalte e dentina, e vai aumentando à medida que se move em direção à polpa dentária,

mantendo-se a uma temperatura abaixo de 42°C. No entanto, se a temperatura for superior a este valor, é observada uma resistência térmica negativa [51]. Estes resultados sugerem que a microestrutura da junção esmalte-dentina desempenha um papel predominante na transferência de calor e protege a polpa dos danos causados por essa transferência nos dentes humanos [52], [53].

Estudos com imagens termográficas realizaram a comparação entre tecido pulpar vital e não vital, tendo sido observado que a superfície dentária de tecido vital era mais quente, em comparação com um dente sem irrigação sanguínea [54]. Além disso, foi verificado que, após uma redução de temperatura, os dentes não vitais demoram mais a reaquecer do que os dentes vitais. Este procedimento implica que os dentes sejam isolados com um dique de borracha como procedimento padrão, após um período de aclimatização antes do registo e obtenção de imagens. Este procedimento é complexo, exigindo uma hora de relaxamento antes que o paciente possa ser submetido ao exame [51], [55], [56].

Sob estas considerações, esta técnica apresenta ainda bastantes desafios, especialmente na medição da condutividade térmica do esmalte e da dentina [52].

Oximetria de pulsação

A oximetria de pulsação (OP) é uma técnica eficaz e objetiva de monitorização da saturação de oxigénio, bastante utilizada em medicina para registar os níveis de saturação de oxigénio no sangue, utilizando sondas nos dedos das mãos, dos pés e das orelhas [57], [58], [59]. Esta técnica baseia-se nos princípios de espectrofotometria e da pletismografia ótica e, ao contrário de técnicas anteriores, não exige qualquer resposta subjetiva do doente [48].

A oximetria de pulsação usa uma sonda que contém dois díodos emissores de luz de diferentes comprimentos de onda (LEDs), sendo um deles emissor de luz vermelha (660 nm) e o outro emissor de luz infravermelha (IV) (940 nm) (Figura 21). Sendo a hemoglobina a proteína que transporta o oxigénio no sangue, esta absorve diferentes quantidades de luz vermelha ou infravermelha, dependendo se está oxigenada ou não. Em 660 nm a hemoglobina oxigenada absorve menos luz do que a hemoglobina desoxigenada, enquanto em 940 nm é observado o oposto (Figura 20) [39].

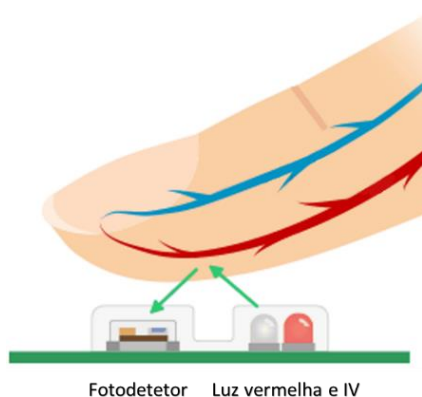


Figura 21 - Funcionamento do oxímetro.
Adaptado de [60].

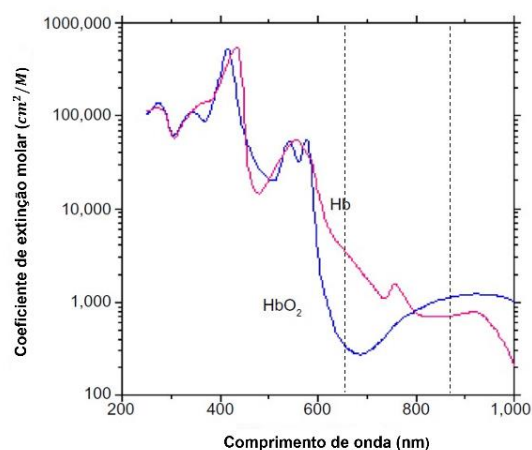


Figura 20 - Espectros de absorção das moléculas de hemoglobina oxigenada (HbO₂) e desoxigenada (Hb).
Adaptado de [60].

As diferenças de absorção entre o sangue oxigenado e o sangue desoxigenado são a base do princípio de funcionamento dos oxímetros de pulsação, onde o sensor emite luz vermelha e infravermelha (IV) através do tecido, e mede a quantidade de luz absorvida pela hemoglobina para determinar a saturação de oxigênio no sangue [39].

As emissões destas fontes de luz são recebidas por um fotodíodo recetor conectado a uma unidade de processamento de sinal, localizado no sensor de reflexão, que vai gravando as quantidades de luz vermelha e infravermelha absorvidas pelo tecido. Com base na diferença entre a luz emitida e a luz recebida, um microprocessador calcula os níveis de saturação de oxigênio [61].

A oximetria de pulsação também é utilizada em endodontia para o diagnóstico diferencial entre polpas dentárias vitais e necróticas [62]. Atualmente ainda não existe um oxímetro de pulsação dentário disponível comercialmente para uso clínico, no entanto, têm sido investigados vários dispositivos feitos à medida para este fim (Figura 22), como será referido no Capítulo 3.



Figura 22 - Dispositivo adaptado para avaliar a vitalidade dentária utilizando oximetria de pulsação. Adaptado de [62] e [61], respetivamente.

Para uma utilização dentária eficiente, o formato da sonda de OP deve assegurar que o emissor e o detetor estão paralelos e bem fixados no dente. Atualmente, a utilização da OP não é possível em dentes decíduos muito pequenos, como é o caso dos incisivos inferiores, e em dentes em erupção⁹ devido ao grande tamanho das sondas desenvolvidas nos estudos realizados [63].

Devido à sua natureza não invasiva e à técnica relativamente simples, a oximetria de pulsação é um método de diagnóstico adequado para uso ortodôntico pediátrico, superando algumas das desvantagens dos testes de sensibilidade pulpar (térmicos ou elétricos), como a provocação da dor (que tem um impacto negativo na cooperação da criança), ou a falta de credibilidade devido à incapacidade das crianças mais novas de descrever com precisão a sensação [39], [64].

Nas crianças, os traumatismos dentários e as lesões cariosas profundas são frequentemente tratados por procedimentos de terapia pulpar vital, que têm como objetivo preservar a integridade e a saúde dos dentes e dos seus tecidos de suporte, mantendo a vitalidade da polpa. Neste sentido, o oxímetro de pulsação pode funcionar como uma ferramenta útil para a monitorização pós-operatória do estado da polpa para avaliar o sucesso dos procedimentos de terapia pulpar vital [57].

Além disso, vários estudos afirmam o sucesso da OP na monitorização do estado da polpa durante o tratamento ortodôntico [65], após técnicas de branqueamento dentário [61], em pacientes com condições sistêmicas como a anemia falciforme [66] ou pacientes submetidos a radioterapia de cabeça e pescoço [67], confirmando, mais uma vez, a eficácia deste método na ortodontia.

Atualmente é amplamente reconhecido pelos especialistas que os dentes permanentes imaturos, bem como os dentes traumatizados, dão respostas mais precisas e confiáveis aos testes de vitalidade (usando

⁹Dentes que estão a emergir da gengiva para ocupar o seu devido lugar na cavidade bucal.

OP ou fluxometria Doppler a Laser), do que aos testes de sensibilidade (térmicos ou elétricos) [38], [68]. Várias revisões sistemáticas sobre testes pulpares confirmam a superioridade dos testes de vitalidade pulpar como meios de diagnóstico, destacando a necessidade de mais estudos para investigá-los em diferentes circunstâncias clínicas [57].

Capítulo 3

Revisão sistemática

Este capítulo contém a revisão sistemática relativa ao tema da dissertação, tendo sido utilizado o método PRISMA (*Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analysis*) para a pesquisa bibliográfica. O objetivo do capítulo é apresentar os estudos e publicações realizados até ao momento, de forma selecionada, que abordam a existência de instrumentos dentários que utilizam a oximetria de pulsação para avaliar a vitalidade dentária.

O método PRISMA consiste numa *checklist* de 27 pontos e um fluxograma de 4 grandes etapas (identificação, seleção, elegibilidade e inclusão) com o objetivo de guiar os autores durante a escrita de revisões sistemáticas e meta-análises [69].

3.1 Estratégia de busca

A pesquisa bibliográfica sobre dispositivos de avaliação da vitalidade pulpar que utilizam a técnica de oximetria de pulsação partiu das questões “*Can pulse oximetry be used to evaluate tooth vitality?*” e “*Are there dental instruments that include pulse oximetry to measure the vitality of the dental pulp?*”, tendo sido utilizadas as bases de dados Inspec, Scopus, PubMed, SciELO, Science Direct e BioMed Central. Para cada base de dados foram utilizadas palavras-chave como “*pulse oximetry*”, “*pulse oximeter*”, “*oximeter*”, “*oximetry*”, “*oxygen saturation*”, “*pulp vitality*”, “*pulp sensibility*”, “*dental pulp*” e “*endodontics*”, bem como operadores booleanos (“OR” e “AND”).

Esta estratégia de pesquisa avançada é apresentada na Tabela 1 pela ordem que foi realizada, desde as expressões mais abrangentes, até expressões de pesquisa mais específicas e afuniladas, de modo a obter os melhores resultados para o levantamento de estudos necessários.

Tabela 1 - Resultados das diferentes estratégias de pesquisa nas bases de dados respectivas.

Base de Dados	Estratégia de Pesquisa					
	"pulp vitality test" OR "pulp vitality" OR vitality OR endodontics	oximetry OR "oxygen saturation" OR "dental pulp" OR "pulp vitality"	"pulse oximetry" OR "pulse oximeter"	("pulse oximetry" OR "pulse oximeter") AND ("pulp vitality" OR vitality OR endodontics)	(oximetry OR pulse oximeter OR oxygen saturation) AND (pulp vitality OR dental pulp)	("pulse oximetry" OR "pulse oximeter" OR oximeter OR oximetry OR "oxygen saturation") AND ("pulp vitality" OR "pulp sensibility" OR "dental pulp" OR endodontics)
Inspecc	67195	37552	655	127	3	2
Scopus	102409	152133	23156	433	473	75
PubMed	102409	24202	3201	41	51	62
SciELO	647	510	57	0	10	6
Science Direct	37552	51009	13626	189	452	97
BioMed Central	37552	10327	2987	28	18	21

Para a pesquisa realizada foram aceites os estudos em qualquer língua, apesar de preferencialmente ser o inglês, e com data de publicação entre 2017 e 2023. Além disso, em algumas bases de dados, como Scopus, PubMed e Science Direct, a pesquisa foi condicionada a pesquisa por título, resumo e palavras-chave quando utilizada a última expressão de pesquisa, devido ao elevado número de resultados, tendo sido apresentados artigos demasiado abrangentes. No entanto, a pesquisa nas restantes bases de dados foi alargada a todos os campos.

3.2 Seleção de estudos

Após a pesquisa, os estudos obtidos foram importados para o Zotero, um *software* gestor de referências, e removidos os duplicados manualmente. Em seguida, foi feita uma triagem preliminar dos estudos restantes, por título, palavras-chave e resumo, seguindo os critérios de inclusão que serão mencionados em seguida. Aqueles que não foram excluídos nesta etapa foram lidos integralmente.

3.3 Critérios de inclusão

Como critérios de inclusão de seleção de estudos foram considerados artigos que envolviam o uso de oximetria de pulsação para avaliação da vitalidade dentária. Os artigos selecionados deveriam envolver o desenvolvimento de um dispositivo personalizado com inclusão de sensores de oximetria, adaptados para utilização em dentes, preferencialmente com adaptação para todo o tipo de dentes, nomeadamente incisivos, caninos, pré-molares e molares. Além disso, deveria estar envolvido um

momento de teste em contexto clínico em pacientes humanos. Variáveis relacionadas com os pacientes, como idade, sexo e estado de saúde, e com os dentes dos mesmos, como tipo de dentes e estado inflamatório, não foram considerados no processo de eleição.

Artigos com inclusão de resultados de outros testes de sensibilidade e vitalidade dentária também foram aceites, desde que fosse incluído o uso da oximetria de pulsação num dos métodos e os resultados se mostrassem significativos relativamente à confirmação da eficácia da oximetria na avaliação da polpa dentária.

3.4 Critérios de exclusão

Artigos sem qualquer desenvolvimento ou referência a qualquer instrumento personalizado para oximetria de pulsação na polpa dentária foram excluídos, bem como artigos sem qualquer testagem clínica em pacientes. Além disso, foram também excluídos estudos baseados apenas na comparação da eficácia da oximetria de pulsação relativamente a outros testes de sensibilidade e vitalidade, sem resultados quantitativos que o comprovassem.

Estudos não clínicos não foram incluídos nos artigos seleccionados, bem como artigos sem disponibilidade de acesso ao texto completo e revisões sistemáticas.

3.5 Resultados da pesquisa bibliográfica

Dos 263 estudos identificados pela estratégia de busca utilizada, 66 deles foram excluídos por motivos de duplicidade ou impossibilidade de acesso ao texto. Em seguida, foram avaliados por título e resumo os restantes 197 estudos, onde foram excluídos 185 deles por o título ou resumo não ir de encontro às perguntas introdutórias da pesquisa, mencionadas anteriormente. Por fim, os 12 estudos restantes foram lidos na íntegra e mantidos 7 que cumpriram os critérios de inclusão e foram considerados na revisão bibliográfica (Figura 23).

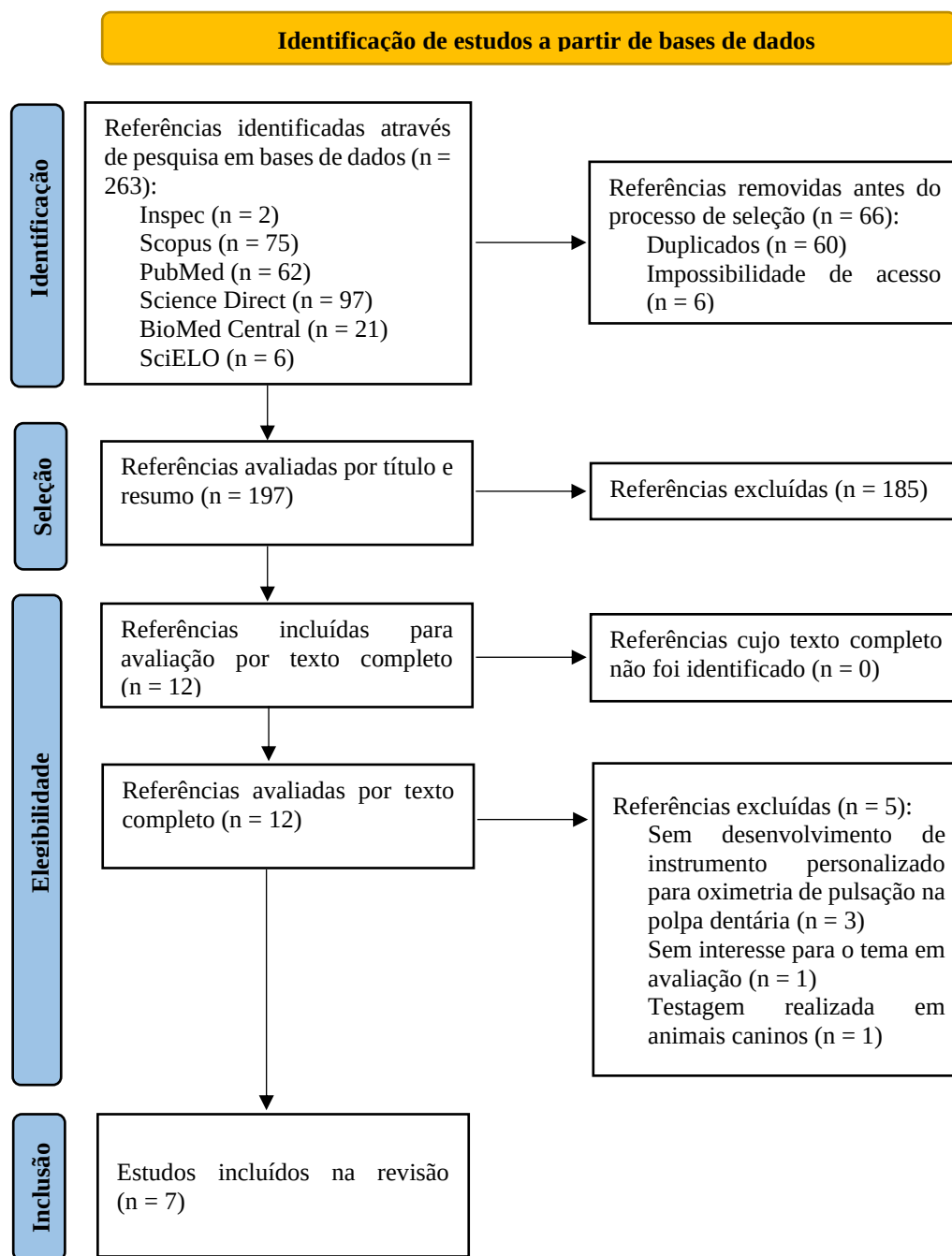


Figura 23 - Diagrama de fluxo de acordo com a metodologia PRISMA.

Todos os estudos incluídos apresentam o desenvolvimento de um dispositivo personalizado com utilização de oximetria de pulsação adaptado para avaliação da vitalidade pulpar. Dois deles apresentam a modelação realizada num *software* e correspondente produto impresso em 3D, enquanto outros apresentam o modelo desenvolvido numa fase bastante inicial de prototipagem. No entanto, todos os dispositivos apresentaram-se capazes de efetuar a medição dos níveis de saturação de oxigénio na polpa dentária. A comparação com outros testes de sensibilidade e vitalidade também está presente em alguns dos estudos selecionados, tendo em consideração a realização de testes clínicos em pacientes de vários grupos etários, e em diferentes dentes, em diferentes estados de saúde.

O Apêndices1 apresenta, de forma sucinta, os artigos analisados integralmente, o seu ano de publicação, objetivo do estudo, metodologia aplicada, descrição e resultados, dificuldades/ limitações,

a presença de desenvolvimento de um instrumento odontológico personalizado com oximetria de pulsação, a realização de testes clínicos e a presença do instrumento em questão no mercado.

Alguns dos estudos analisados avaliaram e compararam os níveis de saturação de oxigénio em diferentes dentes utilizando um oxímetro de pulsação dentário personalizado, envolvendo dentes decíduos de crianças com diferentes gravidades de deterioração, desde dentes sem cáries, a dentes com cáries profundas e pulpectomizados. Os resultados recolhidos pela sonda personalizada de um dos estudos indicaram que os dentes sem cáries apresentavam níveis de saturação de oxigénio mais elevados em comparação com os dentes com cáries, como seria de esperar. Estes estudos permitiram concluir que o oxímetro de pulsação personalizado pode ser usado como um complemento para avaliar a vitalidade da polpa em dentes decíduos, tendo sido desenvolvida a sonda de forma a assegurar a colocação e adaptação exatas do sensor nos dentes decíduos [70].

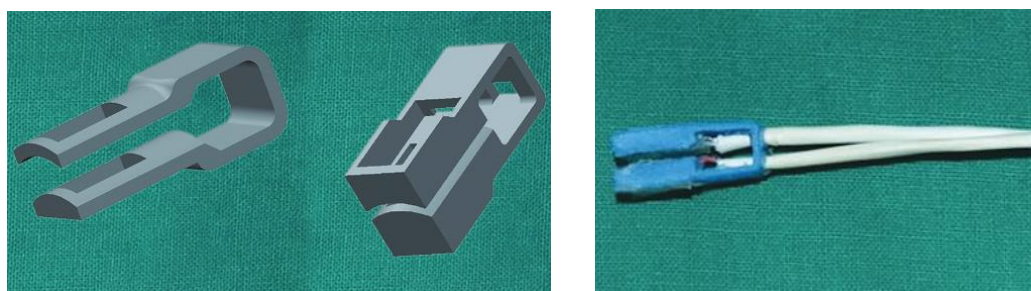


*Figura 24 - Desenho 3D e sonda dentária personalizada desenvolvida.
Adaptado de [70].*

Estas investigações demonstram que os dentes com lesões de cáries profundas apresentam níveis de saturação de oxigénio significativamente mais baixos em comparação com os dentes sem cáries, indicando o potencial significado clínico de sondas feita à medida para a avaliação objetiva do estado da polpa.

Além disso, foram também já realizados testes ao nível da medição da saturação de oxigénio na polpa dentária de dentes pré-molares superiores em diferentes grupos etários. Através da seleção de 120 pré-molares maxilares humanos de diferentes grupos etários, e posterior avaliação da saturação de oxigénio através da oximetria de pulsação, os resultados mostraram que a saturação média de todos os pré-molares era de 86,20%. No entanto, foram encontrados níveis significativamente reduzidos no grupo etário mais velho (40-44 anos) em comparação com os grupos mais jovens, sugerindo que os pacientes mais velhos têm resultados de saturação de oxigénio mais baixos, mesmo na ausência de lesão do tecido pulpar [71].



*Figura 25 - Sonda adaptável aos pré-molares superiores.
Adaptado de [71].*

Este estudo concluiu que as alterações relacionadas com a idade têm impacto nos níveis de saturação de oxigénio na polpa dentária e que os pacientes mais velhos apresentam níveis de saturação de oxigénio mais baixos, sendo esta informação crucial para um diagnóstico preciso e para o planeamento do tratamento na prática endodôntica.

Além disso, a medição da SpO₂ em molares maxilares e mandibulares saudáveis, utilizando oximetria de pulsação, também foi testada, tendo sido obtida uma média da SpO₂ de 85,09%, para 112 polpas dentárias de molares. Adicionalmente, foi também medido o tempo de resposta do paciente ao estímulo frio, não tendo sido encontrada correlação significativa entre o tempo de resposta e os níveis de SpO₂ [72].



*Figura 26 - Sonda adaptável aos molares.
Adaptado de [72].*

Outros artigos basearam-se na comparação da eficácia da oximetria de pulsação, do teste de frio e do teste elétrico na avaliação da vitalidade pulpar em dentes permanentes imaturos. Os objetivos das investigações estavam associados com a avaliação e comparação da precisão do diagnóstico destes testes, com especial incidência na oximetria de pulsação, utilizando uma sonda modificada.

Um dos estudos examinados envolveu a análise de 240 incisivos superiores permanentes, divididos em quatro grupos, de acordo com o tipo de dente e o desenvolvimento radicular, bem como 40 dentes tratados endodonticamente para fins de comparação [38].

Os resultados mostraram que a oximetria de pulsação, com uma precisão de diagnóstico de 98,7% para incisivos centrais permanentes e 100% para incisivos laterais, superou o teste de frio e o teste elétrico, com uma precisão de diagnóstico de 85% a 92,5% para o teste de frio, e 76,2% a 92,5% para o teste elétrico. Estes resultados indicam, mais uma vez, que a oximetria de pulsação é o método mais preciso para avaliar a vitalidade da polpa em dentes imaturos. O estudo destacou ainda as limitações e os desafios associados à oximetria de pulsação, incluindo a necessidade de uma sonda dentária especialmente desenvolvida e potenciais interferências ambientais [38].

A discussão do desenvolvimento de um suporte de sonda de oxímetro de pulsação universal para medir a saturação de oxigênio na polpa dentária foi também um dos principais pontos pesquisados e abordados na análise dos artigos.

Alguns dos estudos incluídos utilizaram um oxímetro personalizado para a testagem na polpa dentária e na ponta do dedo do paciente, tendo sido verificada uma saturação de oxigênio significativamente mais elevada na ponta do dedo comparativamente à polpa dentária. No entanto, a sonda personalizada foi considerada adequada para todos os tipos de dentes e permitiu medições precisas [5].



Figura 27 - Suporte de sonda de oxímetro de pulsação universal desenvolvida e recolha de medições. Adaptado de [5].

No estudo em questão, não se verificaram diferenças significativas nos níveis de saturação de oxigénio entre os diferentes tipos de dentes, tendo sido concluído pelos autores que o recém-desenvolvido suporte universal de sonda de oxímetro de pulsação é um dispositivo eficaz para testes de vitalidade da polpa, contribuindo para o avanço dos métodos não invasivos de avaliação da vitalidade dentária [5].

Desta forma, a análise dos artigos selecionados permitiu assegurar, mais uma vez, a eficácia da oximetria de pulsação na medição da vitalidade pulpar, apesar de, quando comparados os níveis de saturação de oxigénio dos dentes com os dedos indicadores dos respetivos pacientes, estes serem mais elevados nos dedos do que na polpa. Este resultado justifica-se por a grossura do esmalte e da dentina poder afetar a difração da luz e, consequentemente, a precisão dos resultados, levando a leituras mais reduzidas no oxímetro na avaliação da polpa.

Além disso, as principais dificuldades verificadas durante a realização de um dispositivo personalizado com integração de um oxímetro de pulsação incluíram a manutenção dos dois díodos do oxímetro em paralelo, bem como a adaptação da zona que contém o sensor à superfície dos dentes, tornando-se um processo complicado por todos eles apresentarem tamanhos, grossuras e características diferentes.

Os artigos analisados abordaram as limitações dos métodos convencionais de avaliação da vitalidade da polpa e destacaram a importância de técnicas objetivas, não invasivas e precisas. A revisão da literatura permitiu comprovar a inexistência, no mercado odontológico, de dispositivos específicos que possibilitem a avaliação da vitalidade dentária por meio da oximetria de pulsação, uma vez que não foram encontradas referências a produtos comerciais estabelecidos ou disponíveis que ofereçam essa funcionalidade, existindo apenas estudos e protótipos de possíveis instrumentos. A inexistência desses dispositivos foi corroborada pela escassez de artigos, estudos ou revisões que pudessem fornecer evidências da sua presença no mercado odontológico.

Este cenário ressalta a lacuna identificada na oferta de instrumentação específica para essa aplicação, indicando a necessidade de investigações adicionais com um tamanho de amostras considerável e um desenho de sonda único, desenvolvido a nível nacional, para resolver as limitações existentes, garantir a aplicação fiável da oximetria de pulsação em contextos clínicos e melhorar a precisão do diagnóstico.

Capítulo 4

Desenvolvimento do protótipo

O trabalho desenvolvido divide-se em três secções principais: a escolha dos componentes eletrónicos que compõem o instrumento odontológico a desenvolver, a programação do microcontrolador em Arduino IDE para a medição dos sinais de oximetria e o *design* do protótipo.

Este capítulo visa acompanhar o processo gradual de desenvolvimento do instrumento odontológico, detalhando pormenorizadamente todas as hipóteses consideradas, bem como as suas justificações, antes da obtenção dos resultados e a sua discussão.

4.1 Componentes e circuitos eletrónicos

De forma a medir a oximetria nos dentes para avaliar a sua vitalidade foi selecionado o circuito MAXREFDES117, que utiliza o sensor integrado de oximetria MAX30102.

Este circuito permite medir a frequência cardíaca (FC) e a oximetria de pulsação (SpO2) através de um fotodíodo e LEDs vermelhos e infravermelhos integrados, comunicando por I2C, através da utilização de portas SDA (*Serial Data Line*) e SCL (*Serial Clock Line*) para comunicar com outros dispositivos, como microcontroladores ou outros sensores [60].



Figura 28 - Circuito com o sensor integrado MAX30102.
Reproduzido de [73].

Este sensor inclui um LED vermelho e um LED infravermelho, que emitem luz na ordem dos 650-670 nm e 870-900 nm, respetivamente, e um fotodíodo bastante sensível que deteta a quantidade de luz refletida, medindo, com base na leitura, o nível de oxigénio no sangue e a frequência cardíaca [74]. Nesta dissertação o foco concentrou-se apenas no nível da oximetria.

De acordo com a sua ficha técnica, as vantagens que acompanham este circuito e sensor, razões pela qual também foi selecionado para integrar o instrumento odontológico a desenvolver, incluem o seu tamanho reduzido (cerca de 12.7×12.7 mm para a placa e $5.6 \times 3.1 \times 1.55$ mm para o sensor), capacidade de operar a uma energia relativamente baixa, permitindo a implementação em dispositivos alimentados por bateria, como aparelhos *wearable* ou *smart watches*, bem como controlar a taxa de amostragem e a corrente dos LEDs para economizar energia [75].

Em seguida, foi necessário escolher um *display*, com o objetivo de observar os valores de SpO2 à medida que são recolhidos em tempo real, para o médico dentista conseguir avaliar a vitalidade do dente de forma fácil e rápida, num primeiro momento.

O *display* selecionado foi o SparkFun Qwiic OLED, com uma dimensão de $50,3 \times 15,1$ mm, capaz de exibir até três linhas de texto e com 128×32 pixels. Por ser OLED, esta tela não possui nenhuma camada de luz traseira (ao contrário dos LCDs) e, portanto, é mais fina, consome menos energia e possui maior contraste. Da mesma forma que os componentes anteriores, utiliza o protocolo de comunicação I2C [76].



Figura 29 - Display SparkFun Qwiic OLED.
Reproduzido de [76].

A necessidade de implementar botões de forma a controlar a recolha dos dados levou à seleção de dois botões de pressão de pequenas dimensões [77].



Figura 30 - Botão de pressão.
Reproduzido de [77].

Uma vez que o instrumento odontológico final deverá comunicar por Wi-Fi ou *Bluetooth* de forma a evitar a utilização de cabos, foi selecionada uma bateria LiPo para alimentar todo o sistema, permitindo a ausência de fios e a consequente facilidade de utilização do instrumento.

Esta bateria apresenta dimensões de $48 \times 22 \times 5$ mm, com uma tensão de 3.7V e uma capacidade de 450mAh, apresentando, portanto, uma energia de aproximadamente 1665mWh. Este valor representa a quantidade máxima de energia que a bateria pode fornecer antes de se esgotar, sendo importante considerar essa energia ao projetar e dimensionar sistemas alimentados por bateria [78].



Figura 31 - Bateria LiPo.
Adaptado de [78].

Quando todo o sistema está conectado e em funcionamento são utilizados entre 60 a 70mA. Estas variações estão associadas maioritariamente a fatores relacionados com a transmissão intermitente dos dados através dos protocolos I2C, BLE (*Bluetooth Low Energy*) e/ou Wi-Fi. Tendo em conta que, se o sistema estiver a em funcionamento a 450mA, conseguirá permanecer ligado durante 1h, e visto que o sistema atual consome, no máximo 70mA, então a bateria permitirá que o sistema funcione durante 6,43h, aproximadamente $\left(\frac{450mAh}{70mA} = 6,43h\right)$, sem necessidade de recargas.

Finalmente, foi necessário escolher um controlador que permitisse a programação do sistema, de forma a realizar a medição dos níveis de SpO₂ com o oxímetro, excluindo a opção da utilização de um arduino UNO para o efeito, devido às suas grandes dimensões. Uma vez que é essencial integrar todo o sistema no instrumento odontológico a desenvolver, tornou-se imperativo utilizar componentes com as menores dimensões possíveis, sem comprometer a execução das funcionalidades necessárias.

Desta forma, foram tidos em conta requisitos como o tipo de comunicação, isto é, se permitia a conexão por Wi-Fi ou *Bluetooth*, o armazenamento, permitindo o armazenamento do programa dentro do próprio dispositivo, os periféricos de comunicação, sendo necessário permitir comunicação por I2C, a possibilidade de ser alimentado por uma bateria externa e durante quanto tempo pode permanecer ligado.

Recolhendo todos os requisitos e após uma vasta procura, foi selecionada a placa ESP32 Thing Plus (USB-C), que integra o módulo ESP32-WROOM da Espressif, com um tamanho de cerca de 59,69 × 22,86 mm, sendo importante para o desenho das proporções do instrumento em desenvolvimento. Este microcontrolador tem a vantagem de integrar Wi-Fi e *Bluetooth*, tornando-o adequado para uma variedade de aplicações IoT¹⁰ (*Internet of Things*) [80].

O ESP32 apresenta ainda um conector USB-C para alimentação e comunicação, além de um suporte para bateria LiPo, permitindo a operação sem fio e facilitando a mobilidade. O chip CH340 que compõe esta placa permite que o ESP32-WROOM se comunique com um computador/dispositivo *host* através da conexão USB-C, possibilitando o aparecimento da placa como um dispositivo na porta serial (ou COM) do computador [80], [81].

Esta placa é compatível com a plataforma Arduino IDE e o Espressif IoT Development Framework (ESP-IDF). O ESP32 Thing Plus possui ainda uma grande variedade de interfaces, das quais I2C, que nos interessa para o desenvolvimento do dispositivo em causa [82].

¹⁰ Rede de dispositivos físicos que podem transferir dados uns para os outros sem intervenção humana. O principal objetivo da Internet das Coisas é criar dispositivos que se comuniquem e troquem informações entre si (e com os utilizadores) em tempo real [79].



Figura 32 - ESP32 Thing Plus (USB-C).
Reproduzido de [82].

O indicador de carregamento MAX17048 implementado nesta placa permite medir a taxa aproximada de carga ou descarga, estado de carga e tensão de uma bateria conectada ao ESP32, sendo capaz de determinar automaticamente quando a bateria entra num estado de baixa corrente. Nesta situação, o MAX17048 entra num modo de hibernação de baixa potência, economizando energia e mantendo, ao mesmo tempo, uma medição precisa da carga. Quando o sistema volta ao estado ativo, o MAX17048 sai automaticamente do modo de hibernação. As informações sobre o estado da carga da bateria (SOC – *state of charge*), tensão e taxa são acedidas usando a interface I2C, permitindo que o sistema monitorize quanto da capacidade total da bateria ainda está disponível [83].

O circuito de carregamento do ESP32 utiliza o controlador de gestão de carga linear MCP73831 e é alimentado diretamente pelo conector USB-C [84]. Uma vez que a bateria pode ser recarregada diretamente através desta ligação, quando este carregamento ativo ocorre, é indicado pelo LED amarelo [CHG]. Se o controlador de carregamento for desligado ou o carregamento for concluído, o LED apagará (Figura 33) [80].

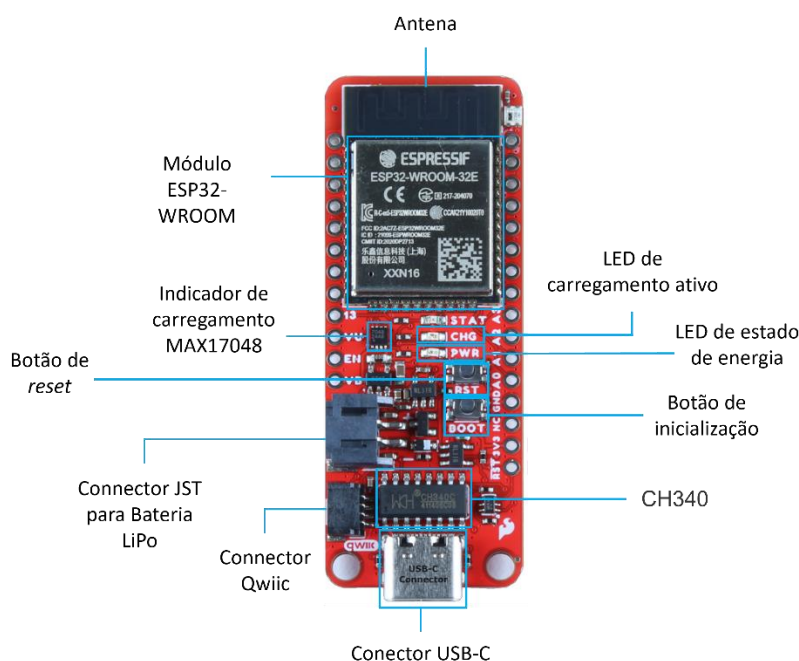


Figura 33 - Esquema indicativo de alguns componentes que compõem o ESP32 Thing Plus.
Adaptado de [80].

Para possibilitar o funcionamento independente do sistema, sem conexão a um computador e sem a necessidade de carregar o código a cada utilização, o microcontrolador que compõe o módulo ESP32-WROOM possui uma memória flash de 16 MB [85], permitindo que o código possa ser gravado e persistir assim mesmo quando o dispositivo é desligado. O processo de inicialização do sistema envolve simplesmente conectar a bateria ao ESP32 e pressionar o botão de *reset* [RST] [80].

O botão *reset* [RST] do ESP32 permite redefinir o programa em execução no módulo ESP32-WROOM sem o desconectar, e todos os registos de configuração e dados são repostos para o seu estado de inicialização. Por outro lado, o botão de inicialização [BOOT] pode ser usado para forçar a entrada do controlador no *bootloader serial*. Manter o botão pressionado enquanto é feita a conexão da placa a um computador por meio do conector USB-C, ou é reiniciada a placa, fará com que ela entre no modo de *download* de *firmware*. A placa permanece neste modo até que seja desligada (acontece automaticamente após o *upload* do novo *firmware*) ou quando o botão [RST] for pressionado [80].

4.1.1 Montagem do sistema eletrónico do primeiro protótipo

Após a seleção de todos os componentes, foi realizada a montagem do circuito eletrónico para implementação dos códigos mencionados no capítulo seguinte.

Numa fase inicial, foi montado um circuito eletrónico que estabelece a ligação entre o circuito com o sensor de oximetria e o Arduino UNO, uma plataforma de prototipagem eletrónica com um microcontrolador integrado. De forma a poder programar esta placa foi utilizado o *software* Arduino Desktop IDE.

4.1.2 Montagem do sistema eletrónico do segundo protótipo

Numa segunda montagem do sistema, foi feita a substituição do arduino UNO pelo ESP32 selecionado, e adicionado um segundo oxímetro e um *display*. A montagem do sistema foi realizada inicialmente numa *breadboard* de forma a facilitar a conexão entre todos os componentes (Figura 34).

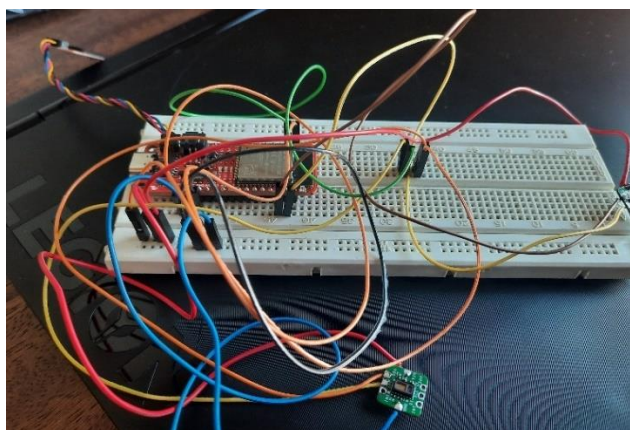


Figura 34 - Montagem do sistema na breadboard, para correspondente programação.

Posteriormente, de forma a adaptar a montagem e dimensões do sistema ao modelo de *design* desenvolvido, foi executada uma nova montagem, eliminando o uso da *breadboard* (Figura 36). Este procedimento envolveu a soldagem direta dos fios nos componentes do sistema, estabelecendo as ligações necessárias entre os mesmos. O esquema da Figura 35 mostra de que forma foi realizada esta conexão.

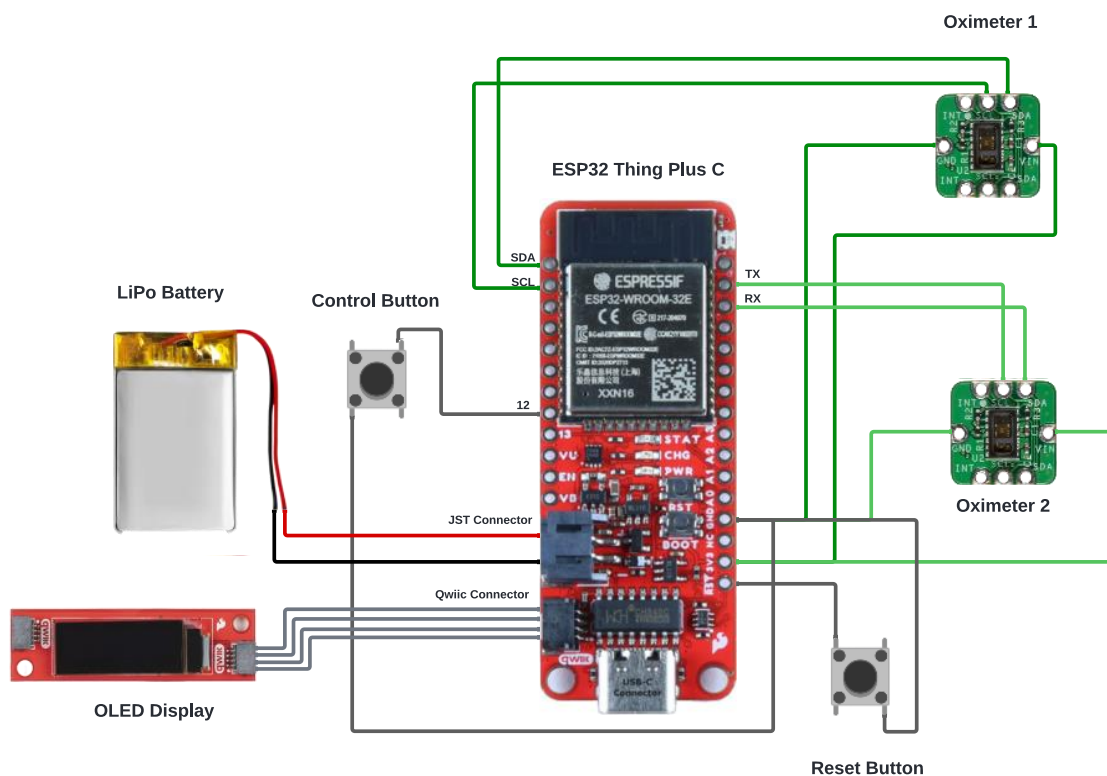


Figura 35 - Circuito do sistema montado para o instrumento odontológico.

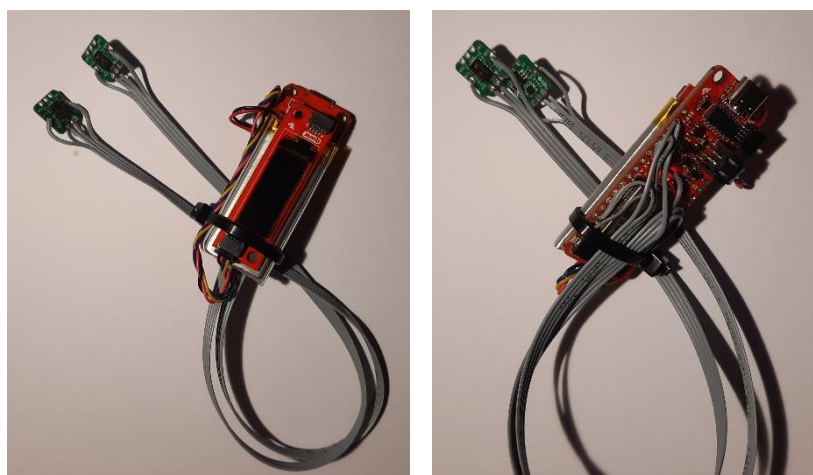


Figura 36 - Montagem eletrônica do sistema.

Na Figura 37 verificamos a mensagem de início mostrada pelo OLED quando o sistema é ligado, à esquerda, e os valores medidos nos sensores no momento, apresentando-se negativos e inválidos devido à ausência de um corpo para fazer a recolha de dados, à direita.

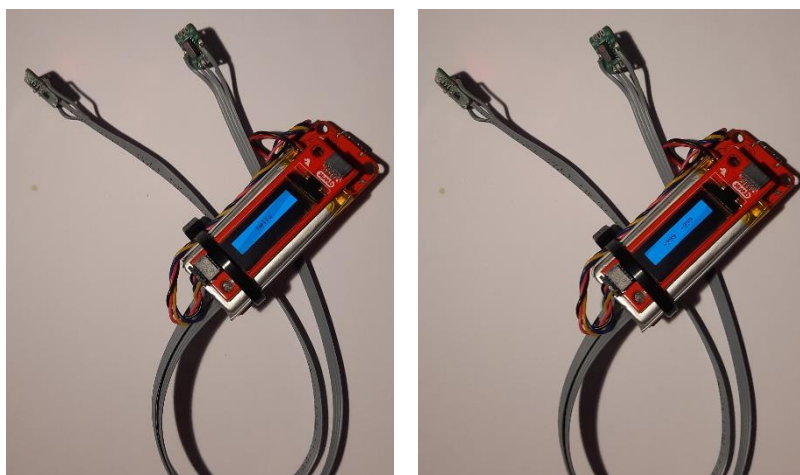


Figura 37 - Montagem eletrónica do sistema, com o OLED a mostrar a mensagem de início, à esquerda, e a mostrar os valores medidos nos sensores, à direita.

Ao finalizar a montagem do circuito com todos os seus componentes, foi detetado que ambos os sensores de oximetria tinham codificados o mesmo endereço de comunicação I2C e que estes não dispunham de nenhuma funcionalidade que permitisse codificar um novo endereço. Isto levantou um problema no barramento I2C, dado que cada dispositivo escravo tem de ter um endereço único para que seja possível a sua diferenciação.

Para contornar esta limitação, a solução adotada foi utilizar um barramento I2C separado para cada sensor MAX30102 (Figura 38). Isto foi possível através da ativação de um segundo barramento I2C no microcontrolador, tendo sido necessário definir as portas RX e TX como sendo as portas de comunicação SDA e SCL deste novo barramento. Esta abordagem permitiu que os dois sensores, mesmo sendo idênticos, fossem diferenciados ao nível do barramento I2C.

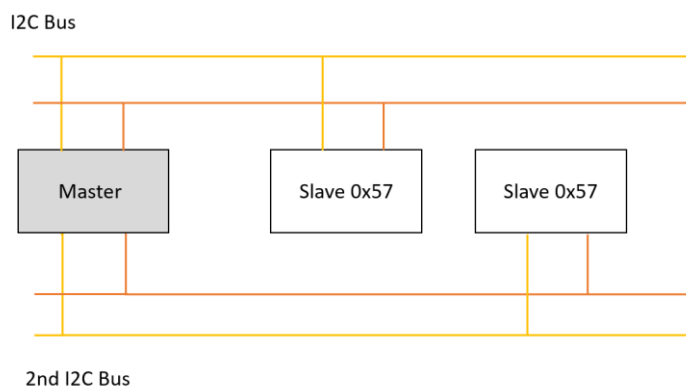


Figura 38 - Esquema representativo da utilização de dois barramentos diferentes para dois oxímetros com o mesmo endereço.

Desta forma, o código descrito no subcapítulo seguinte foi configurado para que o primeiro sensor MAX30102 utilize o barramento I2C padrão, enquanto o segundo sensor utiliza um barramento I2C secundário definido por pinos diferentes. Essa consideração foi fundamental para evitar conflitos de endereços no barramento I2C e garantir o funcionamento adequado de ambos os sensores no sistema.

4.2 Programação

Após a fase de escolha dos componentes eletrônicos do instrumento odontológico e a montagem do sistema, a próxima etapa concentra-se na sua programação.

Numa primeira etapa, com a montagem do sensor de oximetria e o Arduino UNO, foi usado um código adaptado do repositório GitHub da equipa *Maxim Integrated RefDesTeam* no software Arduino IDE [86].

Este código foi utilizado com o objetivo de testar e controlar o sensor de oximetria e frequência cardíaca MAX30102, verificando a medição dos níveis de saturação de oxigénio com o dedo indicador e demonstrando esses valores no “*Serial Monitor*” do Arduino IDE. É importante realçar que, apesar de demonstrar também os níveis de batimento cardíaco, esses resultados não foram considerados para nenhum fim nesta dissertação.

Além disso, na configuração dos sensores durante a programação do sistema, uma vez que estes utilizam comunicação I2C, foi crucial fazer ajustes precisos nos seus parâmetros para garantir a precisão das medições. Estes parâmetros envolvem características como [74], [87]:

- *ledBrightness* (brilho do LED): geralmente entre uma faixa de 0 a 255 (correspondente a 50mA), define a intensidade dos LEDs usados pelo sensor para emitir luz IV e vermelha. Valores de brilho mais altos aumentam a intensidade da luz, útil para melhorar a precisão em condições de alta luminosidade ambiente, mas também aumentam o consumo de energia. Para determinar o valor mais adequado nos locais onde foram realizados os testes, foi definido inicialmente um valor relativamente baixo, como 50, e ajustado conforme necessário.
- *sampleAverage* (média de amostras) – corresponde ao número de amostras que o sensor deve recolher e fazer a média para obter um valor mais estável e preciso. Isto ajuda a suavizar flutuações rápidas e ruídos nos dados, proporcionando uma leitura mais estável e confiável. Os valores comuns são 1, 2, 4, 8, 16 e 32, sendo que quanto maior for este valor, mais leituras serão tidas em conta para a média, resultando em leituras mais suaves, mas potencialmente mais lentas.
- *ledMode* (modo LED) – define o modo de operação dos LEDs, sendo ‘1’ apenas para a utilização de um LED vermelho, ‘2’ para LEDs vermelho e IV (infravermelho), e ‘3’ para LEDs vermelho, IV e verde (se disponível). Para medições de SpO2 e frequência cardíaca é usado o modo ‘2’.
- *sampleRate* (frequência de amostragem) – representa o número de leituras feitas por segundo. Valores comuns são 50, 100, 200, 400, 800, 1000, 1600 e 3200 Hz. Para medições de SpO2 e frequência cardíaca o valor mais adequado é 100 Hz. Uma frequência de amostragem mais alta geralmente resulta em dados mais precisos, pois captura variações no sinal de forma mais detalhada. No entanto, uma frequência muito alta também pode aumentar o consumo de energia, sendo necessário um equilíbrio entre precisão e eficiência.
- *pulseWidth* (largura de pulso) – duração do tempo em que o LED permanece aceso durante cada ciclo de operação, em microssegundos. Os valores mais comuns são 69, 118, 215 e 411 μ s. A escolha deste valor é crítica para o desempenho do sistema, influenciando diretamente a resolução e a sensibilidade das leituras realizadas pelo sensor. Um valor de 411 proporciona leituras de alta precisão, essencial para aplicações em que é crucial uma medição exata da intensidade da luz refletida.
- *adcRange* (intervalo ADC) – representa o alcance do ADC (*Analog-to-Digital Converter*). Podem ser utilizados valores como 2048, 4096, 8192 e 16384. Um valor de 16384 significa que o ADC pode distinguir 16384 níveis diferentes de sinal, pelo que, um valor mais alto de *ADC Range* permite detetar sinais mais fracos, pois permite detetar variações subtis no sinal,

que seriam imperceptíveis com um alcance menor. No entanto, pode adicionar mais ruído e um consumo de energia maior. O valor máximo é adequado para maximizar a precisão em condições de sinal fraco.

A média de amostras em *sampleAverage* não deve ser confundida com o *buffer* utilizado na programação do microcontrolador. Quando *'sampleAverage = 4'* é definido, o sensor recolhe o número especificado de amostras internas (neste caso 4), e calcula a média dessas 4 amostras para fornecer uma única leitura. Cada vez que são lidos valores do sensor com *'particleSensorA.getRed()'* e *'particleSensorA.getIR()'*, está a ser obtido o valor da média das últimas 4 leituras, devido ao *'sampleAverage = 4'*. O *buffer* (*'BUFFER_SIZE = 100'*) armazena depois as leituras fornecidas pelo sensor, que já são médias de múltiplas amostras internas. Assim, cada valor no *buffer* é mais estável e menos sujeito a ruídos devido à média aplicada.

A relação entre a frequência de amostragem e a largura de pulso também deve ser cuidadosamente considerada. Estes parâmetros apresentam uma relação inversa, dado que a uma maior largura de pulso corresponde uma menor frequência de amostragem e vice-versa (Figura 39). Uma frequência de amostragem mais alta significa que o sensor precisa de recolher dados com mais frequência, impondo restrições na duração máxima do pulso de luz. Assim, se for definida uma frequência de amostragem muito alta para a configuração da largura de pulso do LED, o sensor irá ajustar automaticamente a frequência para o valor mais elevado que ainda seja viável dentro dos limites físicos e técnicos do sensor [87].

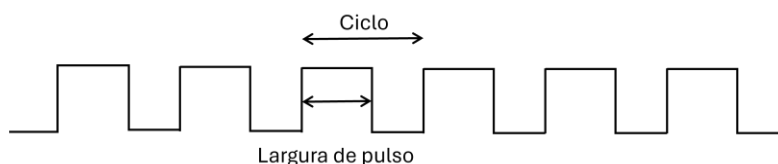


Figura 39 - Exemplo da relação da frequência com a largura de pulso.
Adaptado de [87].

Para a obtenção dos níveis de SpO₂, as definições entre a frequência de amostragem e a largura de pulso permitidas estão representadas na Tabela 2 [74]. Para uma alta frequência de amostragem, a largura de pulso precisa de ser curta o suficiente para que todos os ciclos possam ser completados dentro de um segundo. Assim, o LED acende por um breve período de tempo (largura de pulso) para iluminar o tecido, o sensor recolhe a luz refletida durante esse tempo e, após a recolha, o LED apaga até o próximo ciclo de medição.

A frequência de amostragem máxima para o ADC depende da largura de pulso selecionada, que, por sua vez, determina a resolução do ADC. Por exemplo, se a largura de pulso for definida para 69 μ s, a resolução do ADC é de 15 bits e todas as frequências de amostragem podem ser selecionadas. Por sua vez, se a largura de pulso for 411 μ s, as frequências são limitadas [87].

A resolução do ADC é proporcional à largura de pulso, tal como é possível verificar na Tabela 2.

Tabela 2 - Settings permitidos para o cálculo de SpO₂. Adaptado de [74].

SAMPLES PER SECOND	PULSE WIDTH (μs)			
	69	118	215	411
50	O	O	O	O
100	O	O	O	O
200	O	O	O	O
400	O	O	O	O
800	O	O	O	
1000	O	O		
1600	O			
3200				
Resolution (bits)	15	16	17	18

Antes de utilizar o código foram instaladas e importadas as bibliotecas necessárias para a leitura do sensor e definidas as variáveis no início do código. No *setup* do código são realizadas as configurações iniciais, como a inicialização do sensor e a comunicação serial, para possibilitar a transmissão de dados em série, em que as informações são enviadas sequencialmente ao longo de um único canal de comunicação. O *loop*, presente no código, permite a leitura contínua dos dados do sensor, calculando a frequência cardíaca e a saturação de oxigênio, e transmitindo os resultados no *Serial Monitor*. Esses resultados são calculados e mostrados de forma contínua durante a execução do código.

O cálculo da frequência cardíaca e da saturação de oxigênio é feito através da função *'maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation'*, proveniente da biblioteca *'spo2_algorithm'* da Sparkfun. Esta função recebe dois conjuntos de dados provenientes de dois sensores distintos: um sensor de luz infravermelha (IV) e outro de luz vermelha. Esses dados representam a quantidade de luz refletida pelos tecidos, que varia com a pulsação sanguínea devido às alterações na quantidade de sangue nos vasos sanguíneos durante o ciclo cardíaco. Quando o coração se contrai (sístole), há um aumento do volume de sangue nos vasos sanguíneos, o que resulta numa maior absorção de luz. Durante o relaxamento do coração (diástole), o volume sanguíneo diminui, levando a uma menor absorção de luz [88].

Embora o sangue contenha uma grande variedade de moléculas de hemoglobina, para os cálculos de SpO₂ assumiu-se que a hemoglobina oxigenada e desoxigenada são os únicos fatores significativos. Na oximetria de pulso reflexiva, o sinal refletido contém luz que foi ópticamente modificada pelas alterações volumétricas das artérias e dos capilares. Este sinal de fotopletismografia¹¹ (PPG) contém uma componente DC (*direct current*), que representa o fluxo sanguíneo estático nas artérias, veias e tecidos, e uma componente AC (*alternating current*), que fornece informações sobre as alterações do volume sanguíneo durante a fase sistólica e diastólica do ciclo cardíaco, tendo em conta a natureza pulsátil do sangue arterial, e é fundamental para determinar a frequência cardíaca e os níveis de SpO₂ [89], [90].

¹¹ Tecnologia ótica não invasiva que deteta alterações no volume sanguíneo no sistema vascular [89].

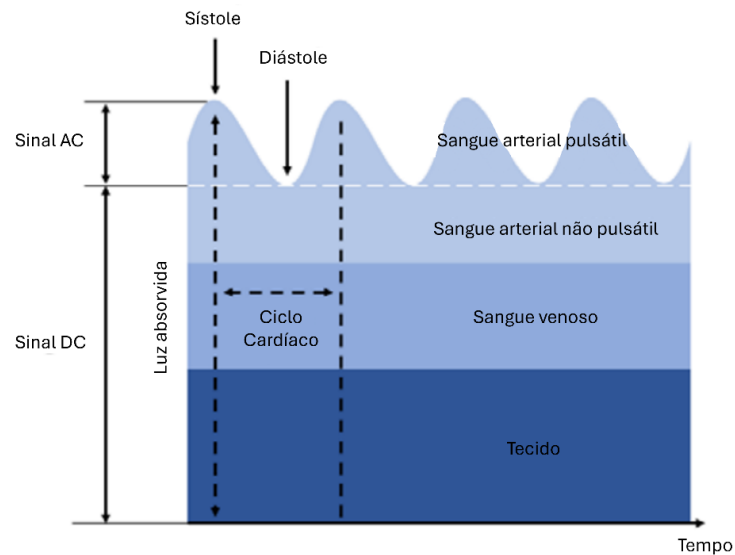


Figura 40 - Componentes DC e AC de um sinal PPG.
Adaptado de [87].

Para efetuar os cálculos de frequência cardíaca e níveis de SpO₂, a função *'maxim_heart_rate_and_oxygen_saturation'* utiliza métodos que identificam os picos correspondentes às pulsações cardíacas nos sinais de luz IV e vermelha. Tais picos representam momentos em que a absorção de luz é maximizada devido à passagem do sangue. Com base nos intervalos entre os picos, a função calcula a frequência cardíaca (inversamente proporcional ao intervalo entre os picos, uma vez que com uma maior frequência cardíaca, os intervalos entre os picos serão menores e vice-versa).

No caso da saturação de oxigénio é determinada a razão entre as componentes AC e DC para cada segmento entre vales consecutivos, de acordo com a seguinte equação [87]:

$$R = \frac{\left(\frac{AC_{vermelha}}{DC_{vermelha}}\right)}{\left(\frac{AC_{IV}}{DC_{IV}}\right)}$$

Em seguida, é calculada a média dessas razões que é usada para associar ao valor correspondente de SpO₂ na tabela *'uch_spo2_table'*, que mapeia valores de razão *R* para valores de SpO₂ pré-calculados, permitindo uma conversão rápida e eficiente.

Assim, podemos dizer que a função responsável por obter os níveis de saturação de oxigénio compara as amplitudes dos sinais de luz IV e vermelha durante a sístole e diástole. A relação entre essas amplitudes é então utilizada para estimar a saturação de oxigénio, uma vez que um maior valor de luz infravermelha absorvida corresponde a uma maior presença de hemoglobina oxigenada, fornecendo informações cruciais sobre a oxigenação dos tecidos.

O *workflow* abaixo representa o fluxo de execução do código mencionado.

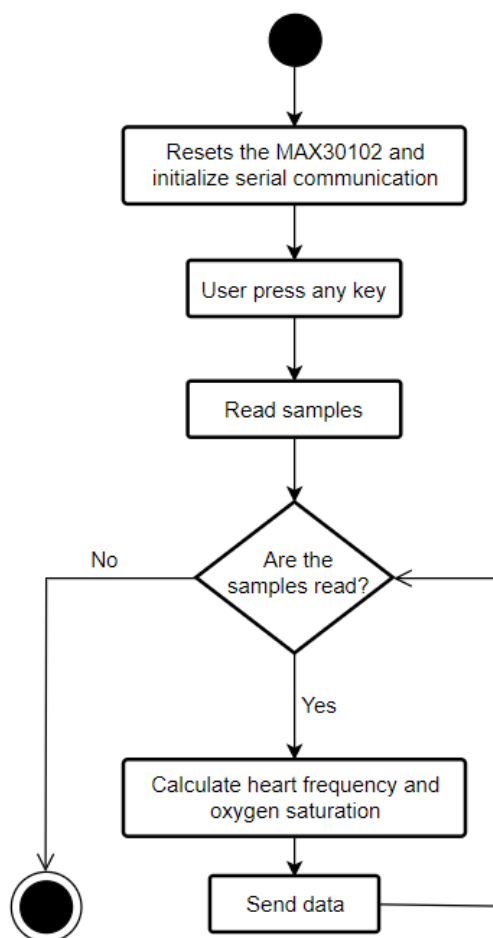


Figura 41 - Workflow do primeiro código implementado.

Após a testagem, com sucesso, do funcionamento do oxímetro, procedeu-se à programação do segundo sistema, de forma a implementar dois oxímetros, o *display*, o microcontrolador e a bateria. Para isso, o sistema foi montado e desenvolvido o código que permite a recolha, cálculo e visualização dos níveis de SpO2 medidos.

O código desenvolvido (Figura 43) inicia-se com a configuração de todas as bibliotecas necessárias, nomeadamente as bibliotecas para a comunicação I2C, o sensor MAX30102, o *display* OLED utilizado e a biblioteca com os algoritmos que permitem o cálculo dos níveis de SpO2 e frequência cardíaca. A definição das constantes, como os pinos I2C e o tamanho do *buffer* utilizado para armazenar a leitura dos sensores também é realizada.

Os objetos para os dois sensores de oximetria são criados, bem como o objeto utilizado para interagir com o *display* OLED. A configuração inicial envolve a inicialização das comunicações I2C, verificação da presença dos sensores MAX30102, inicialização do OLED e configuração dos parâmetros dos sensores.

O *loop* principal inicia com a leitura de 100 amostras dos sensores para determinar a faixa do sinal e calcular a SpO2 e a frequência cardíaca inicial. Em seguida, entra num *loop* infinito para continuamente recolher amostras dos sensores, atualizando o *buffer* de amostras e recalculando a SpO2 e a frequência cardíaca.

Especificando o funcionamento do *loop* principal, no início do programa, são lidas as primeiras 100 amostras dos sensores, durante 4 segundos, uma vez que é feito o armazenamento de dados a uma taxa de 25 amostras por segundo (25sps), sendo essas 100 amostras utilizadas para determinar a faixa do

senal [80], [73]. Durante essa fase, o código preenche os *buffers redBuffer* e *irBuffer* para o primeiro sensor (*sensora*), e *redBufferb* e *irBufferb* para o segundo sensor (*sensorb*). Após esta fase inicial, o código entra no *loop* onde as amostras são continuamente recolhidas. Aqui, a lógica inclui o deslocamento das amostras no *buffer* para garantir que as últimas amostras estejam no topo do *buffer* e, em seguida, lê mais 25 conjuntos de amostras, na próxima iteração. Este deslocamento e leitura são realizados para ambos os sensores. Ao final de cada iteração do *loop* principal, as 25 novas amostras recém-recolhidas são juntas às 75 amostras mais recentes da iteração anterior, e são utilizadas para calcular a SpO2 e a frequência cardíaca para ambos os sensores.

A escolha de iniciar a recolha a partir da posição 75 do *buffer* ($i = 75$) e, por isso, recolher apenas 25 amostras em cada nova iteração, está relacionada com a otimização do uso de amostras, evitando redundâncias na utilização das amostras já processadas durante a fase inicial do programa. Desta forma, o código usa uma abordagem de "janela deslizante", onde um conjunto fixo de amostras é usado para cálculos a cada iteração, e são adicionadas novas amostras à janela enquanto as amostras mais antigas são removidas. Esta abordagem pode ser mais eficiente em termos de processamento e memória do que recolher 100 amostras novas a cada iteração. Além disso, ao manter um *buffer* maior (no caso, 100 amostras), o código possibilita a suavização das flutuações nas leituras, proporcionando uma média ao longo do tempo.

A Figura 42 mostra o *workflow* de um oxímetro com o código implementado. Este funcionamento é duplicado para cada oxímetro utilizado.

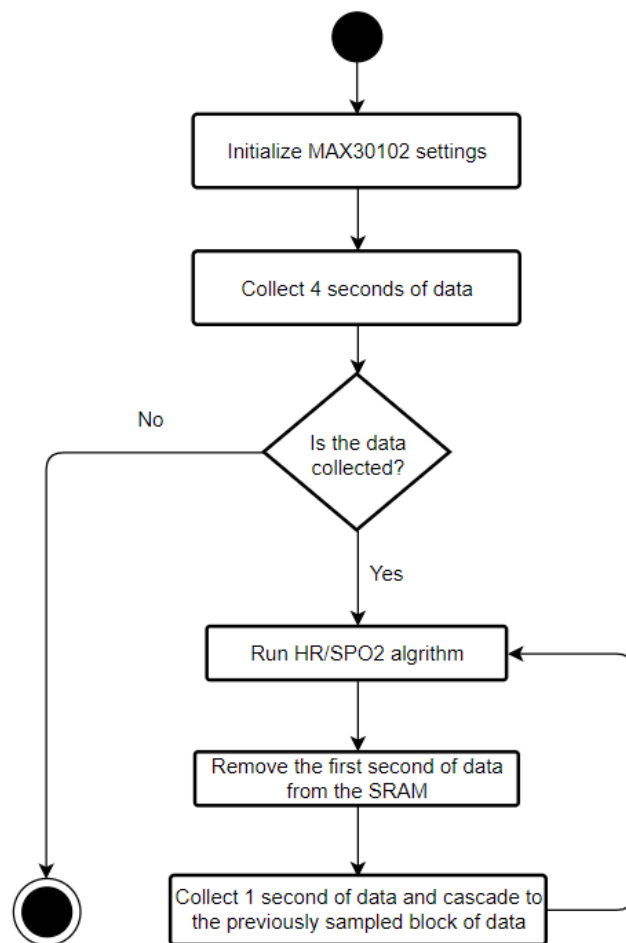


Figura 42 - Workflow do funcionamento do oxímetro para recolha e análise de dados.

Os dados são posteriormente exibidos no *Serial Monitor* e no OLED, mostrando apenas os resultados de SpO2, uma vez que são os dados que nos interessam. A frequência cardíaca é calculada, apesar de não ser utilizada, uma vez que o algoritmo do sensor que realiza esse cálculo envolve a utilização de uma função que faz o cálculo de ambos os valores.

O código desenvolvido foi projetado para operar continuamente, monitorizando as leituras dos sensores e fornecendo *feedback* em tempo real sobre a saturação de oxigénio no sangue (Figura 43).

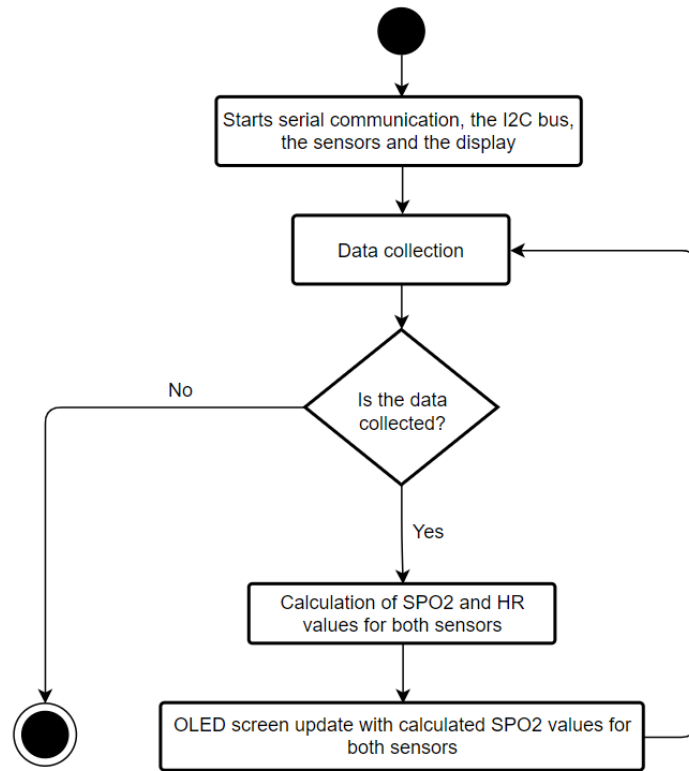


Figura 43 - Workflow do segundo código implementado para o sistema completo.

No código desenvolvido foi necessário ter em atenção as características do sensor de oximetria, uma vez que este é caracterizado por um endereço fixo, tal como mencionado no subcapítulo anterior [60].

Finalmente, de forma a permitir a comunicação do sistema com uma aplicação posteriormente desenvolvida, foi necessário acrescentar algumas alterações no código que permitissem a integração da comunicação Wi-Fi no microcontrolador. No entanto, o modo de funcionamento do sistema relativamente à recolha dos valores de luz vermelha e IV e o cálculo dos níveis de SpO2 mantém-se.

Assim, além das bibliotecas utilizadas foram acrescentadas bibliotecas para permitir a conexão ao Wi-Fi e a criação de um servidor *WebSocket*, para comunicação com a aplicação em tempo real. Este protocolo de comunicação será abordado posteriormente no Capítulo 5.

De forma a ter controlo sobre o início e paragem dos *scans* realizados foi adicionado um botão, utilizado para dar permissão ao início da recolha dos valores e, acabada a recolha, dar por finalizado esse mesmo *scan*. Desta forma, e juntamente com a aplicação, o utilizador consegue ter um maior controlo sobre o processo de recolha de dados para cálculo dos níveis de SpO2, evitando que os sensores comecem a fazer a recolha de valores sem ainda estarem bem posicionados no dente, evitando a ocorrência de erros.

Além deste botão, foi adicionado um botão secundário, que permite dar *reset* ao sistema quando ocorre algum erro que não permite o avanço da realização dos *scans*, sem desconectar a placa.

Com estes botões, quando é iniciado o *scan*, o *display* mostra a mensagem “A calibrar” enquanto o *buffer* é preenchido com valores pela primeira vez ou enquanto os valores recolhidos dos dois sensores não são valores válidos. Este último caso ocorre quando há uma má colocação dos sensores ou devido ao movimento constante durante a recolha dos valores, acabando por, consequentemente, afetar os resultados. Quando isto ocorre, esses valores inválidos (lidos como “-999” no *Serial Monitor*, fora da escala de 0 a 100) não são mostrados no *display*, que continua a mostrar os últimos valores válidos que foram lidos, nem considerados no *buffer*, não sendo considerados também no cálculo dos níveis de SpO2.

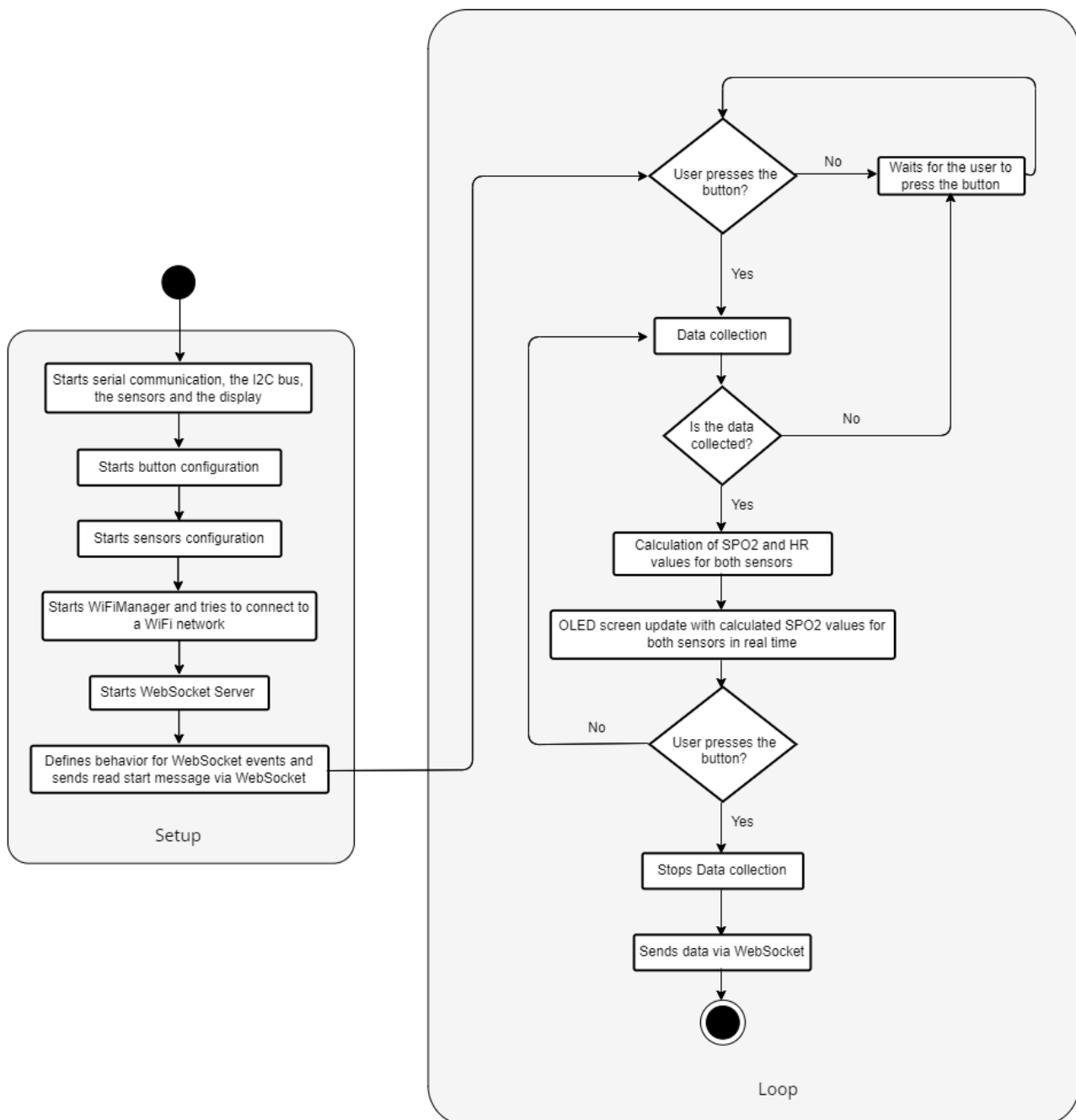


Figura 44 - Workflow do código final.

A adição do modo *deep sleep* foi implementada de forma a diminuir a utilização desnecessária de bateria enquanto o dispositivo não está a ser utilizado. Este modo é ativado quando não é pressionado qualquer botão durante um período de tempo de 10 minutos. O dispositivo entra num modo de consumo de energia mínimo e o *display* é também desligado. No entanto, esta funcionalidade não desliga o Wi-Fi, e apenas alguns módulos necessários para acordar o dispositivo, como o botão, permanecem energizados. Desta forma, são evitados constantes carregamentos da bateria, e o utilizador é informado da entrada do dispositivo nesse estado no *Serial Monitor* (Figura 45). No entanto, é importante mencionar que o *Serial Monitor* não estará disponível em contexto de utilização real, pelo que serviu apenas como um auxílio durante a programação do sistema. Para acordar o dispositivo basta pressionar o botão de início de *scan*.

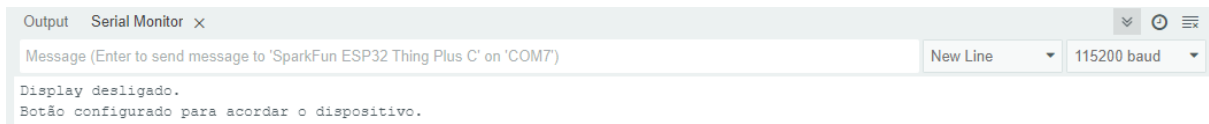


Figura 45 - Entrada do dispositivo no Modo Deep Sleep.

Com a implementação da comunicação via Wi-Fi foi verificado o consumo do sistema em operação contínua. Durante o funcionamento normal, utilizando a conexão Wi-Fi, o sistema consome aproximadamente 140mA, com variações ocasionais que podem atingir picos de até 300mA. Considerando uma corrente de consumo média de 140mA, a bateria do sistema (com capacidade de 450mA) permite um tempo de funcionamento contínuo de aproximadamente $3,21h$ ($\frac{450mAh}{140mA} = 3,21h$).

No entanto, com a implementação do modo de baixo consumo (*deep sleep*), que é ativado após 10 min de inatividade, o consumo de energia do sistema é reduzido drasticamente para cerca de 2mA. Neste estado, a autonomia da bateria é significativamente aumentada, permitindo que o sistema funcione por $225h$ ($\frac{450mAh}{2mA} = 225h$), sem necessidade de recargas.

4.3 Design do protótipo

Esta fase tem como objetivo o desenho de um protótipo mecânico do instrumento odontológico que incorpore o oxímetro.

O primeiro desafio encontrado foi a localização dos dentes que, estando situados na cavidade oral, torna-os de difícil acesso para a recolha de dados com o oxímetro comparativamente a outras zonas do corpo, como o dedo.

Além disso, as diferentes morfologias e traços anatómicos dos dentes fizeram parte das adversidades encontradas para a criação do protótipo, dada a necessidade do oxímetro ser posicionado de forma a possibilitar a leitura do nível de oxigénio em todo o tipo de dentes. Além da morfologia, as dimensões dos dentes também são variáveis entre indivíduos pelo que também foi um obstáculo a ultrapassar na criação de um *design* universal para todo o tipo de dentes.

No processo gradual do desenvolvimento do protótipo surgiram duas hipóteses principais, tendo sido desenhadas recorrendo ao *software* SolidWorks, um *software* que permite a criação de formas 3D a partir de formas geométricas elementares [91].

Os *designs* foram desenvolvidos tendo em conta diversos requisitos. Inicialmente foram definidas possíveis formas para o instrumento, de forma a, por um lado, proporcionar conforto e estabilidade ao médico dentista ao segurar o instrumento e obter um posicionamento firme do sensor para a aquisição de medidas precisas e, por outro lado, possuir uma zona inserida dentro da boca e outra fora da mesma.

Para determinar as dimensões adequadas foram realizadas medições prévias na boca de um indivíduo do sexo feminino, de 16 anos de idade, resultando num comprimento total aproximado de 14 cm para o *design* do instrumento.

O primeiro modelo desenvolvido apresentava o formato de uma tesoura, assemelhando-se a uma tesoura cirúrgica (Figura 46). Este modelo possui, na extremidade, uma componente em formato retangular com as dimensões correspondentes ao circuito de um oxímetro inicial considerado que seria inserido nessa região, SEN0344 (14,0mm × 18,0mm). Esse circuito foi uma opção posteriormente descartada devido à descoberta de um circuito de dimensões mais reduzidas, o circuito atual.

A extremidade em questão possui apenas um orifício no lado interno, no qual seria colocado o sensor para estabelecer contacto com o dente e medir o nível de SpO₂. Esta configuração proporcionava a garantia de um posicionamento firme do sensor no dente, a fim de obter medidas o mais exatas possíveis.

Por outro lado, na outra pega da tesoura, este componente retangular é apresentado sem qualquer orifício adicional, sem necessidade de ser inserido outro oxímetro nesse local, uma vez que o sensor já apresenta os LEDs e o fotodíodo na mesma região, funcionando por reflexão (Figura 46).

O formato ‘tesoura’ foi escolhido com o propósito de permitir ao médico dentista a abertura do instrumento os graus necessários, de acordo com a largura do dente em questão, bem como o fechar da tesoura de modo que o dente ficasse colocado entre as duas extremidades. Além disso, as pegas arredondadas da tesoura oferecem mais conforto e estabilidade ao médico ao segurar o instrumento enquanto é realizada a medição, quando comparado a um instrumento com duas pegas normais horizontais, como um fórceps dentário (Figura 46 e Figura 47).

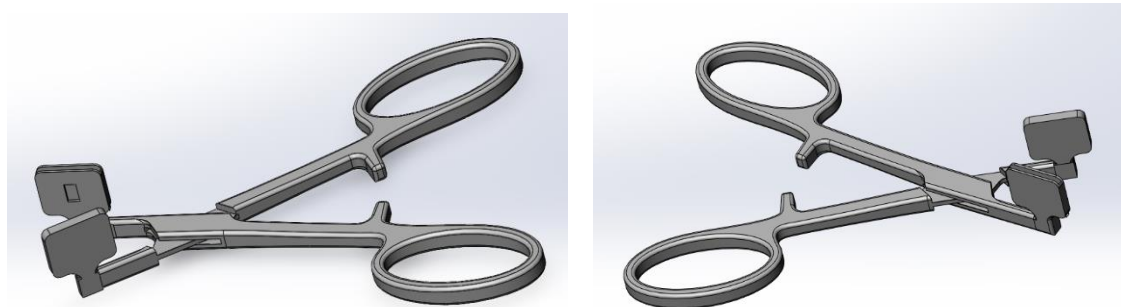


Figura 46 - Design em forma de tesoura para primeiro protótipo do instrumento dentário com oxímetro.



Figura 47 – Fórceps dentário.
Adaptado de [92].

O segundo modelo desenvolvido apresenta o formato de uma pinça invertida. Este formato foi desenvolvido de forma que a pinça esteja sempre fechada e, quando é realizada força no seu corpo, as extremidades se abram os graus necessários de acordo com a largura do dente, permitindo a inserção do dente nessa zona. Quando este já está posicionado paralelamente ao sensor, o médico pode deixar de aplicar força, uma vez que a mecânica da ‘pinça invertida’ vai manter a pinça fechada. Desta forma, este *design* apresenta a vantagem de não requerer que o médico dentista segure continuamente o

instrumento fechado, mas apenas forneça um leve apoio devido ao seu peso, enquanto são recolhidos os dados (Figura 48).

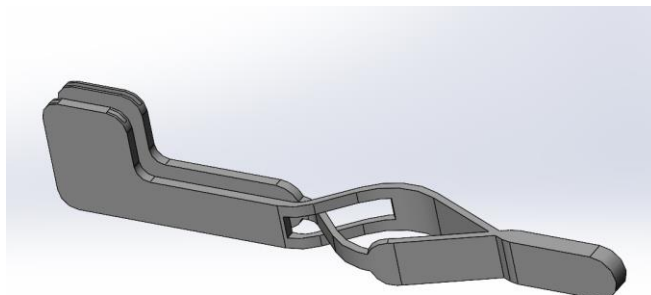


Figura 48 - Design em forma de pinça invertida para primeiro protótipo do instrumento dentário com oxímetro.

Tal como no modelo anterior, na extremidade da pinça existe uma zona onde é inserido o circuito de oximetria ($12,7\text{mm} \times 12,7\text{mm}$), com um orifício para o sensor, localizado apenas numa das pegas da pinça.

Devido ao posicionamento do sensor e largura do restante circuito integrado que o rodeia é garantido que, ao ser colocado num dente para o examinar, o sensor recolha os dados referentes apenas a esse dente e não à sua vizinhança.

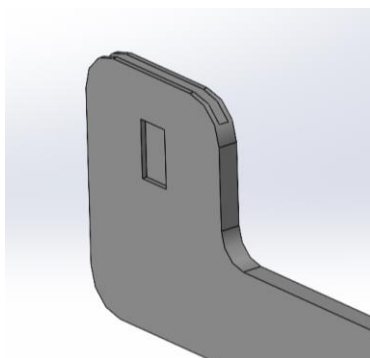


Figura 49 - Componente "quadrada" para armazenar o circuito integrado com o sensor.

Os requisitos principais para o instrumento, de forma a permitir obter os melhores resultados, foram estabelecidos em conjunto com docentes médicas dentistas, tal como a realização de uma avaliação técnica dos modelos criados para garantir a sua eficácia e precisão.

Com isto, o *design* da pinça invertida foi definido como o modelo final, devido à sua facilidade de suporte, exigindo menos esforço por parte do médico dentista, e permitindo uma maior precisão dos resultados devido ao seu sistema de fixação. No entanto, seriam ainda necessárias algumas alterações, nomeadamente na extremidade que contém o sensor, que deve possuir um eixo que a permita rodar 180° para cima e para baixo. Essa funcionalidade foi definida de forma a possibilitar o posicionamento do sensor tanto no lado externo como no lado interno dos dentes, conforme necessário para a recolha dos dados, tendo em conta a considerável variabilidade morfológica dos dentes, que difere significativamente entre dentes individuais e entre indivíduos.

É importante referir que estes *designs* iniciais foram desenvolvidos considerando apenas as dimensões do circuito de oximetria e os comprimentos necessários de acordo com as medidas da boca realizadas. No entanto, como modelos iniciais, não tinham sido ainda consideradas as dimensões de

todos os restantes componentes eletrónicos que iriam constituir o sistema completo, nomeadamente o ESP32, *display* e bateria.

Numa segunda fase de modelação do protótipo foi aprimorado o modelo da pinça invertida definido, tendo em atenção as dimensões dos componentes eletrónicos a utilizar e o espaço necessário para os conectores e fios de ligação que são utilizados para fazer a ligação de todo o sistema (Figura 50).

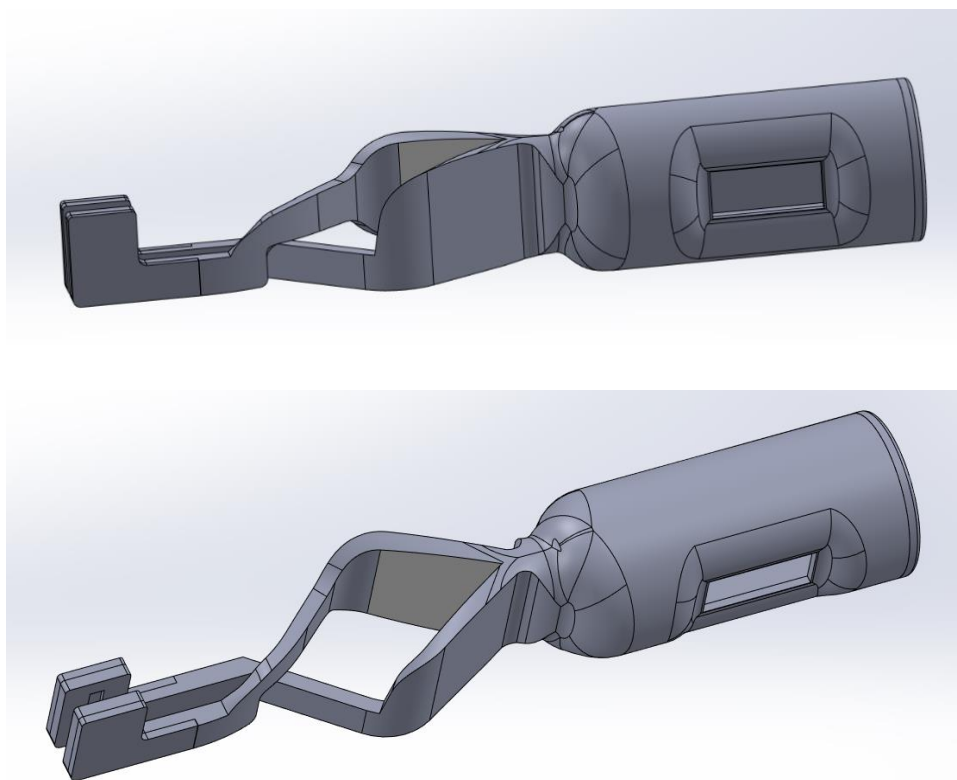


Figura 50 - Design em forma de pinça invertida para segundo protótipo do instrumento dentário com oxímetro.

Outros fatores considerados no desenvolvimento do segundo protótipo foi a necessidade de existência de um cabo muito maior em comprimento e largura, de forma a poder albergar o ESP32, bateria e *display*, com um orifício que permita a visualização do ecrã do *display*, onde são mostrados os valores de SpO₂.

Para determinar as dimensões adequadas foram realizadas novas medições prévias na cavidade oral de dois indivíduos do sexo feminino, com idades de 16 e 43 anos, e um indivíduo do sexo masculino, com 50 anos de idade. Durante esse processo foi medido o comprimento desde o terceiro molar até fora da boca, na zona central, verificando que o comprimento desde a zona com o sensor, na extremidade (cabeça) do instrumento, até uma dada zona no corpo do instrumento, que não entraria dentro da boca, deveria ser de aproximadamente 4/5 cm.

Adicionalmente, foi medido o comprimento ideal do instrumento tendo em conta a mão de um indivíduo do sexo feminino de 22 anos de idade, de forma a verificar um comprimento confortável para o apoio do instrumento e a aplicação de força na zona elástica do mesmo, que permite simular o comportamento de uma pinça.

Assim, a necessidade de incluir todos os componentes eletrónicos, conforto de apoio na mão e ainda tendo em conta as dimensões de instrumentos comuns usados nas clínicas dentárias (Figura 51), o instrumento foi modelado com um comprimento total de cerca de 21 cm, num primeiro protótipo mais

próximo do atual, tendo sofrido alterações ao longo do tempo. As dimensões detalhadas dos diferentes protótipos do dispositivo desenvolvidos encontram-se nos Anexos.



Figura 51 - Dimensões de um boticão, em cima, e um espelho, em baixo, utilizados nas clínicas dentárias.

Além disso, e tendo em conta o requisito mencionado da necessidade de rotação de 180° da zona quadrada que contém o oxímetro, durante a modelação não foi possível realizar um mecanismo desse género, devido à presença de fios de ligação que não permitiriam a rotação como fora imaginado. Assim, em alternativa à rotação, foi necessária a alteração para a utilização de dois oxímetros, invés de apenas um. O problema colocado fica solucionado na medida em que a presença simultânea dos dois sensores permite a recolha de valores na zona interna e externa do dente no qual está a ser realizado o teste, e o posicionamento nos lados esquerdo e direito da cavidade bucal, possibilitando, na fase de programação, mostrar os valores recolhidos pelos dois sensores, a sua média e, consequentemente, retirar conclusões sobre a vitalidade do dente.

A forma de intersecção das duas hastes da pinça também sofreu uma alteração nesta segunda modelação, de modo a permitir uma maior largura das mesmas para a passagem dos fios de ligação desde o ESP32 até os sensores na extremidade oposta do instrumento.

Por fim, de forma a facilitar o acesso rápido aos componentes do cabo e das extremidades da pinça, em caso de necessidade, foram desenvolvidas zonas que podem ser abertas e fechadas, com encaixe por pequenos parafusos (Figura 52 e Figura 53).

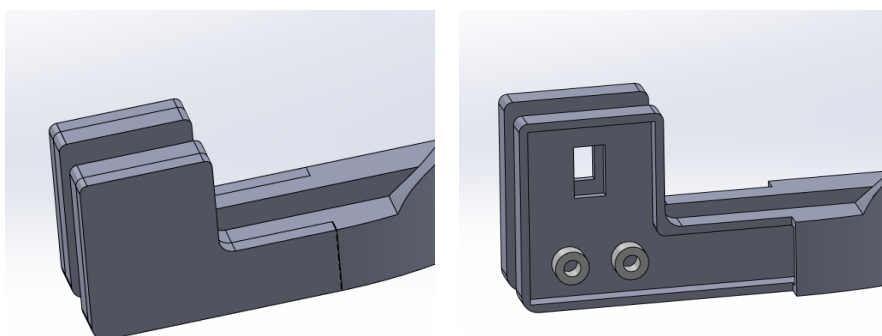


Figura 52 - Zonas de fácil acesso na extremidade da zona com os oxímetros.

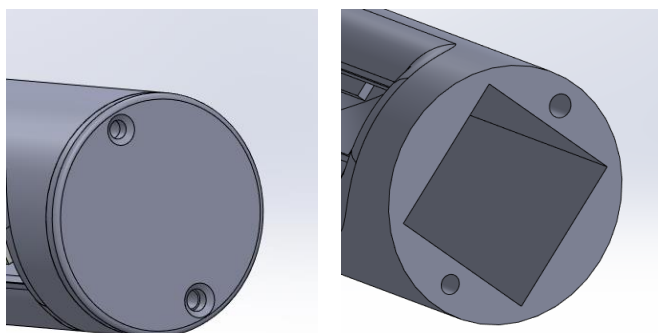


Figura 53 - Zonas de fácil acesso na extremidade do cabo.

Após o desenvolvimento da modelação do protótipo, procedeu-se à sua impressão tridimensional, realizada na FEUP numa impressora 3D. Esta impressora faz uso do método de impressão FDM (*Fused Deposition Modeling*), uma técnica de impressão 3D que produz a peça desejada por fabrico de camada por camada, na sequência de baixo para cima, através da extrusão de filamentos sólidos e termoplásticos por meio de um bico aquecido [93].

Na prática, foi utilizado filamento PLA¹², tendo sido impressas, juntamente com a peça, várias pontes de suporte devido às zonas em suspensão presentes na modelação. Além disso, a maioria das zonas ocas do instrumento, nomeadamente as zonas onde passam os fios entre os dois extremos, foram também maioritariamente preenchidas por suportes para possibilitar a impressão 3D. A eliminação destes suportes manualmente exigiu a utilização de instrumentos afiados e lixas, de forma a tornar o produto mais suave e apelativo. No entanto, não foi possível a remoção de todos os suportes existentes. Na Figura 54 e Figura 55 é possível verificar a passagem de fios numa das hastes do instrumento, enquanto na outra, devido à impossibilidade de extrair os suportes presentes, não foi possível.

Esta limitação complicou o processo de obtenção do protótipo da forma esperada, pelo que, num próximo passo do projeto, foram considerados outros métodos de impressão, como a impressão SLS (*Selective Laser Sintering*) e SLA (*Stereolithography*), por exemplo, de forma a garantir que as zonas ocas do instrumento assim o permaneçam para permitir a inserção de componentes no seu interior.

A impressão SLS é uma técnica de impressão 3D que pertence à categoria de manufatura aditiva e, no processo de impressão, é utilizado um laser para solidificar material em pó camada por camada, construindo assim um objeto tridimensional [95]. Esta técnica é especialmente útil para criar objetos complexos, como é o caso, devido à sua capacidade de imprimir suportes que podem ser facilmente removidos após a conclusão do processo [96]. De modo semelhante, a impressão SLA é um processo de fabricação aditiva que utiliza a luz ultravioleta para solidificar resinas líquidas camada por camada, construindo objetos tridimensionais. Este método de impressão é conhecido por produzir objetos com detalhes finos e superfícies suaves, sendo frequentemente utilizada na produção de protótipos, modelos e peças de alta precisão em diversas indústrias, incluindo *design*, odontologia, joalharia e engenharia [97].

A utilização de material PLA na impressão do protótipo revelou-se um material bastante resistente após o arrefecimento do instrumento, impedindo a simulação de um bom comportamento elástico da pinça.

¹² Polímero termoplástico feito com ácido láctico a partir de matérias-primas que têm fontes renováveis [94].



Figura 54 - Fotografias do instrumento impresso em PLA em várias perspetivas.

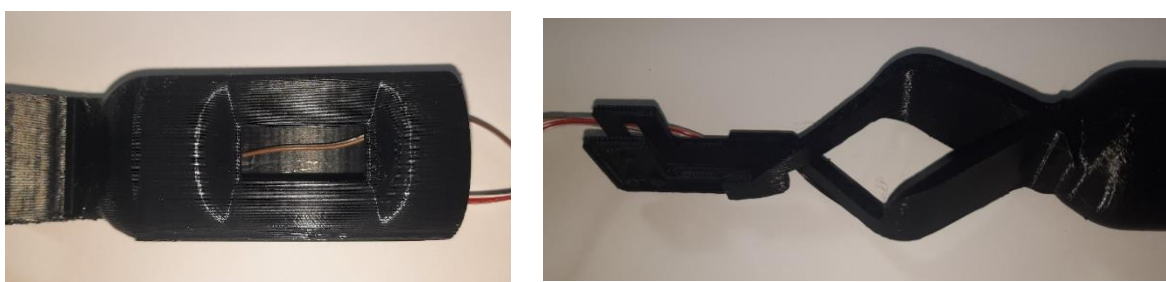


Figura 55 - Fotografias da zona do cabo impressa, com o orifício para o ecrã, à esquerda, e da zona dos sensores, à direita.

De forma a realizar uma melhor simulação do comportamento elástico na zona da pinça, nas extremidades com os sensores, e diminuir a presença de suportes durante a impressão do instrumento, foi realizada a impressão SLA do dispositivo, no INEGI (Instituto de Ciência e Inovação em Engenharia Mecânica e Engenharia Industrial), tendo sido utilizada a resina disponível Clear [98].

Entre estas duas impressões foram realizadas algumas alterações no *design*, a fim de estar de acordo com a reprogramação do sistema realizada, nomeadamente a adição e implementação de um orifício para o botão de controlo da realização de *scans* adicionado, uma pequena peça para fixar o botão na parte interior do instrumento, de forma a não sair do orifício quando é pressionado, orifícios para o encaixe e fixação do *display* à superfície do instrumento, zonas para porcas e parafusos de fixação e a implementação de uma zona de encaixe por pressão na extremidade da pinça, para fechar a zona que tem os sensores sem a necessidade de colocar parafusos, evitando o seu desaconselhado contacto com a zona intraoral.

Após testes clínicos pelas médicas dentistas, foi também definido que a disposição horizontal do sensor seria mais vantajosa para o seu posicionamento nos diferentes dentes, permitindo também reduzir qualquer irritação ou desconforto para o paciente durante esse procedimento. Assim, esta mudança foi incorporada no novo *design*, juntamente com o arredondamento de todas as arestas do instrumento.

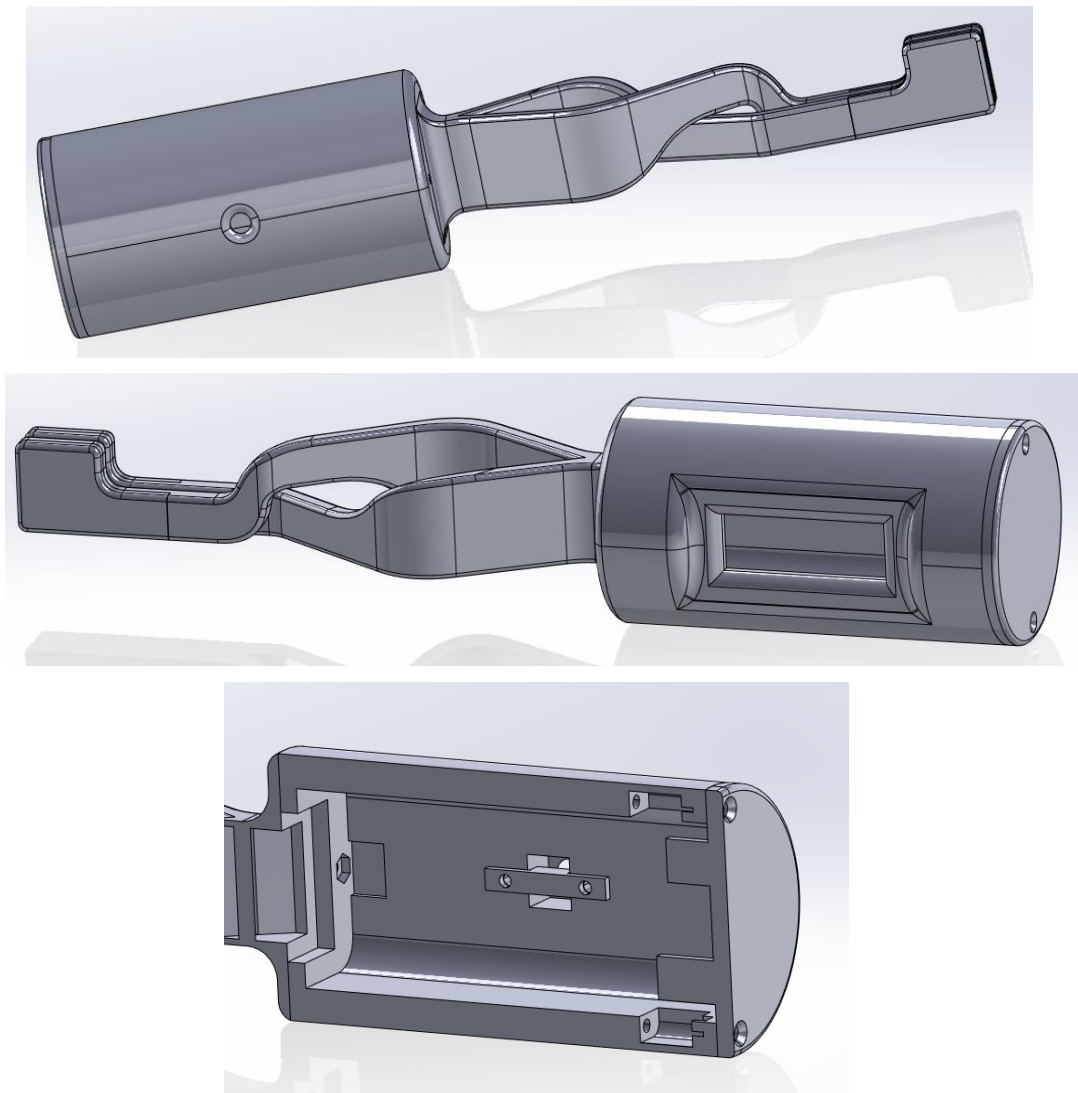


Figura 56 - Design alterado para impressão SLA.

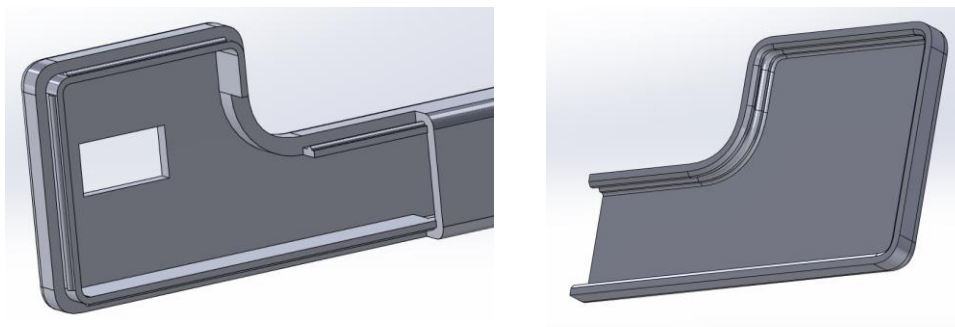


Figura 57 - Zona de encaixe por pressão para as extremidades com os sensores.

A impressão do instrumento em SLA foi realizada com o instrumento separado em 2 partes, nomeadamente a zona do cabo separada das duas hastes. Esta abordagem permitiu uma impressão mais limpa, reduzindo a necessidade de tantos suportes internos e facilitando o encaixe dos diversos componentes do sistema, como o posicionamento e fixação do botão e do *display*, o encaixe dos sensores, a introdução dos cabos nas hastes e a correspondente soldagem aos componentes necessários.



Figura 58 - Impressão SLA do instrumento odontológico, obtida no INEGI.

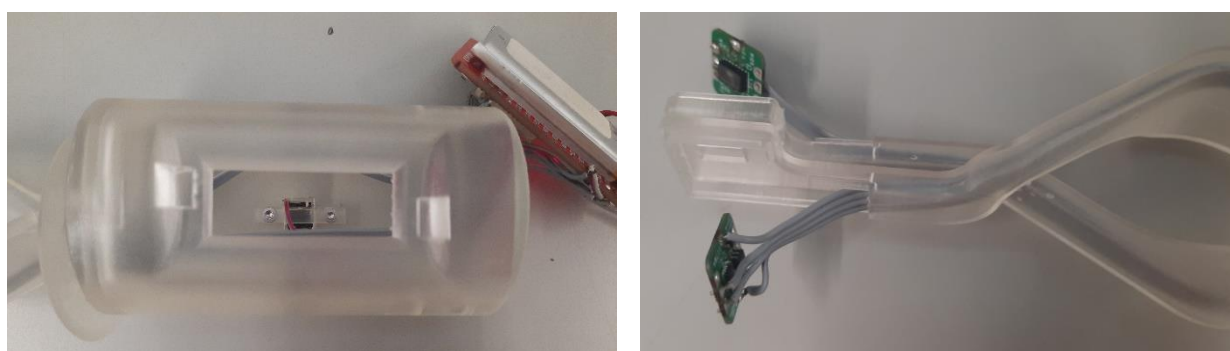


Figura 59 - Zona do cabo e pinça impressas.

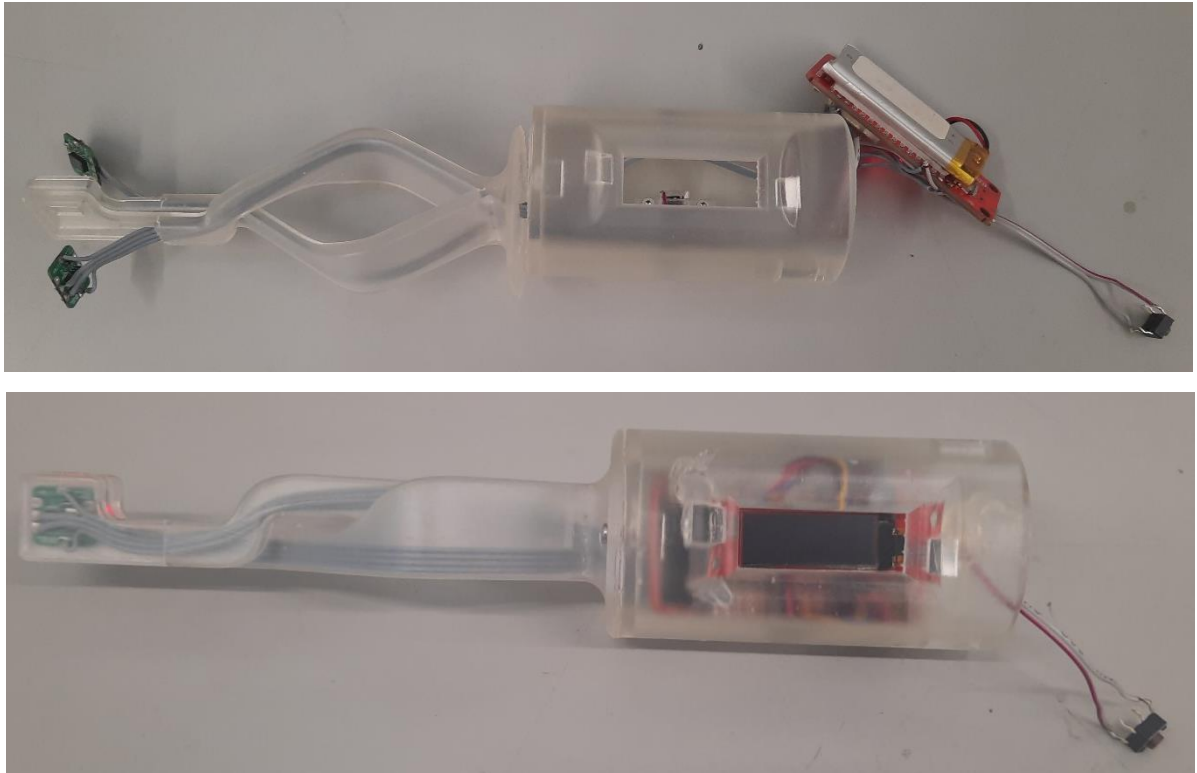


Figura 60 - Instrumento odontológico impresso e montado.

É importante referir ainda que o instrumento odontológico foi pensado para ser reutilizado e reposicionado em diversos pacientes. Deste modo, a esterilização do mesmo, ou a aplicação de proteções descartáveis nas zonas do aparelho que possuem contacto direto com o paciente, são procedimentos futuros indispensáveis.

Com os componentes necessários seleccionados, a montagem eletrónica do sistema e o *design* do instrumento desenvolvidos, o instrumento está apto à realização de testes preliminares para avaliar a sua proposta de valor. Esta etapa é importante para garantir que o instrumento atende aos requisitos e funciona conforme o esperado.

Capítulo 5

Interface IoT

Além do desenvolvimento do protótipo apresentado, a dissertação contempla ainda a concepção de uma aplicação para registo, visualização e análise dos dados obtidos através do dispositivo desenvolvido, para diferentes pacientes com dentes em diferentes estados de vitalidade.

Esta aplicação tem como principal objetivo guardar os valores de vitalidade dentária dos diversos pacientes, permitindo uma análise do histórico para auxiliar na determinação de possíveis tratamentos adequados a realizar, com base no estado de saúde dos dentes correspondentes.

Neste capítulo são abordadas as tecnologias adotadas na criação da aplicação e o planeamento do seu modo de funcionamento, por meio da definição dos requisitos do sistema e diagramas UML. Em seguida, é exposto o modo de comunicação da aplicação com a base de dados e o com o dispositivo desenvolvido, abrangendo a conexão com o ESP32 e a troca de dados entre eles. No final, a aplicação é apresentada de forma minuciosa, com imagens das suas interfaces, abordando as suas funcionalidades.

5.1 Tecnologias adotadas

Para o desenvolvimento da aplicação foi utilizado o Flutter, um *framework* de desenvolvimento de *software open-source* criado pela Google que utiliza a linguagem de programação Dart, uma linguagem totalmente orientada a objetos, com semelhanças à linguagem C, Java e JavaScript [99]. A escolha deste *framework* justifica-se pela possibilidade que o Flutter oferece de um desenvolvimento multiplataforma, permitindo criar aplicações móveis (Android e iOS), web e *desktop* a partir de uma única base de código, mantendo a consistência de UI (*User Interface*) entre diferentes plataformas [100], [101], [99].

Os dados recolhidos pelos sensores e processados pelo ESP teriam de ser armazenados para que fosse possível manter os registos e acedê-los através da aplicação, independentemente do dispositivo utilizado. Para tal, foi criada uma base de dados (BD). De forma a permitir o seu acesso em qualquer lugar, optou-se por criar e alojar a BD na plataforma *cloud* Microsoft Azure, uma plataforma de computação em nuvem, executada pela Microsoft, que oferece um conjunto de serviços e recursos para ajudar a construir, gerir e desenvolver aplicações através de uma rede de centros de dados globais, estando classificados em quatro categorias: computação, rede, armazenamento e banco de dados [102].

No desenvolvimento da aplicação foi utilizado o Microsoft Azure SQL Database, um serviço de banco de dados em nuvem (PaaS¹³) baseado em nuvem Microsoft SQL Servers [104]. Neste tipo de configuração, várias bases de dados SQL podem estar hospedadas no mesmo SQL Database Server, enquanto o servidor em si é a entidade subjacente que fornece os recursos computacionais e de armazenamento para todas as bases de dados hospedadas nele [105].

Um banco de dados SQL no Microsoft Azure é composto por um conjunto de tabelas que armazenam dados estruturados específicos. Uma tabela contém um conjunto de linhas, também chamadas de registos, e colunas, também chamadas de atributos. Cada coluna da tabela é projetada para armazenar um determinado tipo de informação, como datas, nomes, valores em euros e números [105].

5.2 Requisitos do sistema

De forma a tornar a aplicação o mais funcional possível e facilitar o seu desenvolvimento, foram definidos *à priori* os requisitos do sistema.

Primeiramente, e dos pontos mais importantes, este sistema deveria envolver a comunicação entre a aplicação e o sistema eletrónico que envolve o ESP32 e os sensores de oximetria. Desta forma, seria necessário, inicialmente, definir uma estratégia de estabelecer a conexão entre estes dois sistemas.

Após esta definição, e já com o sistema eletrónico montado, programado e finalizado, é necessário desenvolver a aplicação, cuja principal função é realizar a ligação com o sistema eletrónico e guardar os dados recebidos de forma a auxiliar na análise e conclusão sobre o estado de vitalidade dos dentes de diversos pacientes, em diversas clínicas, e guardar esse registo ao longo do tempo. Com os dados armazenados numa base de dados, o dentista consegue aceder ao histórico de cada paciente e verificar se o estado dos dentes se têm agravado ou mantido saudáveis. Desta forma, a aplicação funciona como um meio de “aviso prévio” da saúde dos dentes dos pacientes, permitindo o início atempado do tratamento adequado, antes que seja tarde demais e seja necessário tomar decisões como a desvitalização ou extração do dente.

A seguir são listados os requisitos funcionais da aplicação:

- Deve permitir o *login* de dentistas, ou o seu registo caso ainda não o tenham feito.
- Cada dentista deve ter acesso a uma lista de clínicas onde presta serviços. Se o perfil da clínica em questão ainda não tiver sido criado, deve criar a clínica com os dados referentes ao seu nome e localização.
- Tendo acesso à clínica onde se encontra, deve surgir uma lista dos pacientes desse dentista. Se o paciente que vai ser tratado no momento ainda não tiver um perfil criado, deve ser possível criar esse perfil com informações do paciente e a definição da sua dentição, nomeadamente se é dentição permanente ou dentição decídua.
- Ao seleccionar o tipo de dentição, o dentista deve ter acesso à edição do estado de cada dente do paciente, definindo-o como “presente” ou “ausente”.
- Dentro do perfil do paciente, deve existir uma zona para realizar os *scans* aos dentes. O *scan* pode ser feito apenas a um dente, seleccionado pelo paciente, ou a vários dentes, fazendo um *scan* automático que vai correr todos os dentes, no sentido do ponteiro dos relógios.

¹³ PaaS (*Platform as a Service*) é um serviço de computação em nuvem que fornece aos desenvolvedores uma plataforma completa para construir, executar e gerir aplicações sem a complexidade de construir e manter a infraestrutura subjacente [103].

- Deve ser capaz de comunicar e receber os dados de SpO2 em tempo real do dispositivo dentário.
- Os valores recolhidos em cada *scan* devem ser guardados numa base de dados para posterior listagem, em forma de histórico.
- Deve ser capaz de retirar conclusões sobre o estado de vitalidade dos dentes, de acordo com os valores de SpO2 recolhidos.
- Deve ser possível fazer a edição das informações do paciente, como a sua dentição, que muda ao longo do tempo, e a exclusão do paciente de determinada clínica, por ter deixado de a frequentar, por exemplo, mantendo os seus dados guardados na base de dados caso o dentista queira adicionar aquele paciente a outra clínica, que agora frequenta.
- Os dados dos dentistas, clínicas e pacientes devem ser guardados na base de dados.
- Deve ser implementado um sistema de segurança para proteger os dados do utilizador e garantir a integridade do sistema.

5.3 Arquitetura e Integração do Sistema com API e Base de Dados MSSQL

Para o correto funcionamento do sistema, é fundamental utilizar uma base de dados e assegurar a sua comunicação com a aplicação, sendo crucial estabelecer a conexão entre a aplicação e a Internet, uma vez que a base de dados utilizada é online, não local. A comunicação entre a base de dados e a aplicação ocorre por meio de uma API (*Application Programming Interface*), um conjunto de definições e protocolos que permitem a comunicação entre diferentes sistemas de *software*. As APIs definem métodos e dados para que programas de *software* possam interagir de maneira padronizada e eficiente [106].

A base de dados MSSQL (*Microsoft SQL Server*) desenvolvida no contexto da dissertação possui várias tabelas que armazenam informações essenciais para o funcionamento do sistema. Estas tabelas, e as relações entre elas, estão representadas no diagrama seguinte.

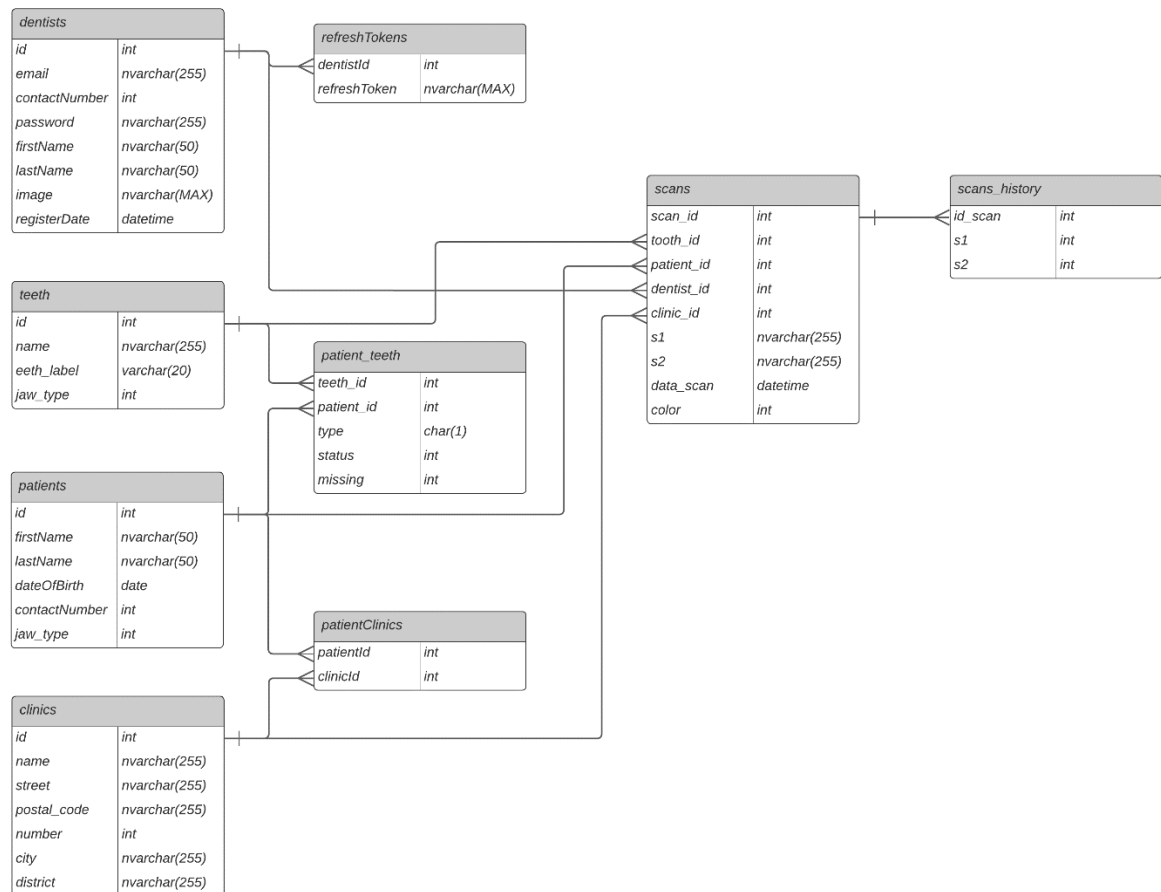


Figura 61 - Diagrama de relações entre tabelas da base de dados.

Consulta 1: Consultar 2

Executar ☐ Cancelar consulta ☐ Guardar consulta ☐ Exportar dados como ☐ Mostrar apenas o Editor

1. SELECT TOP (1000) * FROM [dbo].[clinics]

Resultados Mensagens

id	name	street	postal_code	number	city	district
1	Amial Dental Clinic	Rua do Amial	4300-268	128	Porto	Porto
2	Salgueiro	Salgueiro	7480-160	98	Avis	Portalegre

Consulta bem sucedida | 0s

Figura 62 - Página do Azure com a base de dados preenchida com as tabelas criadas para o projeto e algumas informações já inseridas em cada categoria.

Tabela 3 - Organização da base de dados utilizada.

Tabela da Base de Dados	Função
clinics	Armazena informação sobre as clínicas, incluindo endereço e detalhes de localização
dentists	Armazena informação sobre os dentistas, incluindo contacto, nome e imagem
patients	Armazena informação sobre os pacientes
patientClinics	Regista a associação entre pacientes e clínicas
refreshTokens	Armazena <i>tokens</i> de atualização para autenticação dos dentistas
teeth	Contém informações fixas sobre os dentes
patient_teeth	Armazena o estado dos dentes de cada paciente
scans	Armazena dados dos <i>scans</i> dentários realizados
scans_history	Mantém o histórico específico de cada <i>scan</i>

A comunicação entre a API, aplicação e base de dados utiliza o HTTP (*Hypertext Transfer Protocol*), um protocolo de comunicação utilizado para sistemas de informação, que funciona como um protocolo de requisição-resposta num modelo cliente-servidor. O cliente (*front-end* ou aplicação – interface que o utilizador utiliza para interagir com a aplicação) envia uma requisição a um servidor (*back-end* – hospeda a API que processa as requisições HTTP e gere a comunicação com a base de dados e a autenticação), que responde com os dados solicitados. O método HTTP define a ação a ser realizada, sendo os métodos mais comuns o GET (solicita um recurso), POST (submete dados para serem processados), PUT (atualiza um recurso existente) e DELETE (remove um recurso) [107].

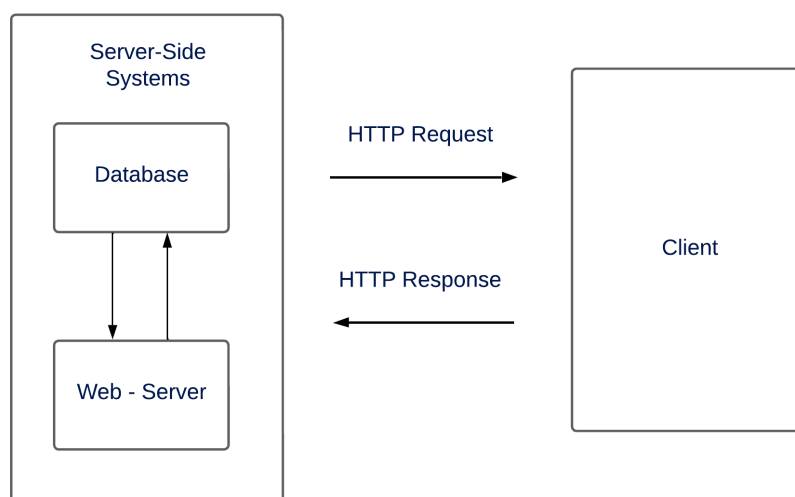


Figura 63 - Protocolo HTTP.

No sistema desenvolvido, a API faz ainda uso de *tokens*. Os *tokens* são *strings* que contêm informações sobre o utilizador e as suas permissões, usados para autenticar pedidos ao servidor e permitindo acesso a recursos protegidos. Os *tokens* são usados para garantir a segurança da comunicação entre o cliente e o servidor, mantendo a sessão do utilizador segura e reduzindo a necessidade de enviar credenciais repetidamente [108].

O fluxo de funcionamento do Serviço de Gestão de *Tokens*, no sistema desenvolvido, pode ser dividido em 4 fases:

1. **Login:**

Quando o dentista faz login na aplicação, as suas credenciais são enviadas para a API, que as verifica e gera um *token* de acesso e um *token* de atualização (Figura 64). Depois da sua criação, a aplicação armazena os *tokens*.

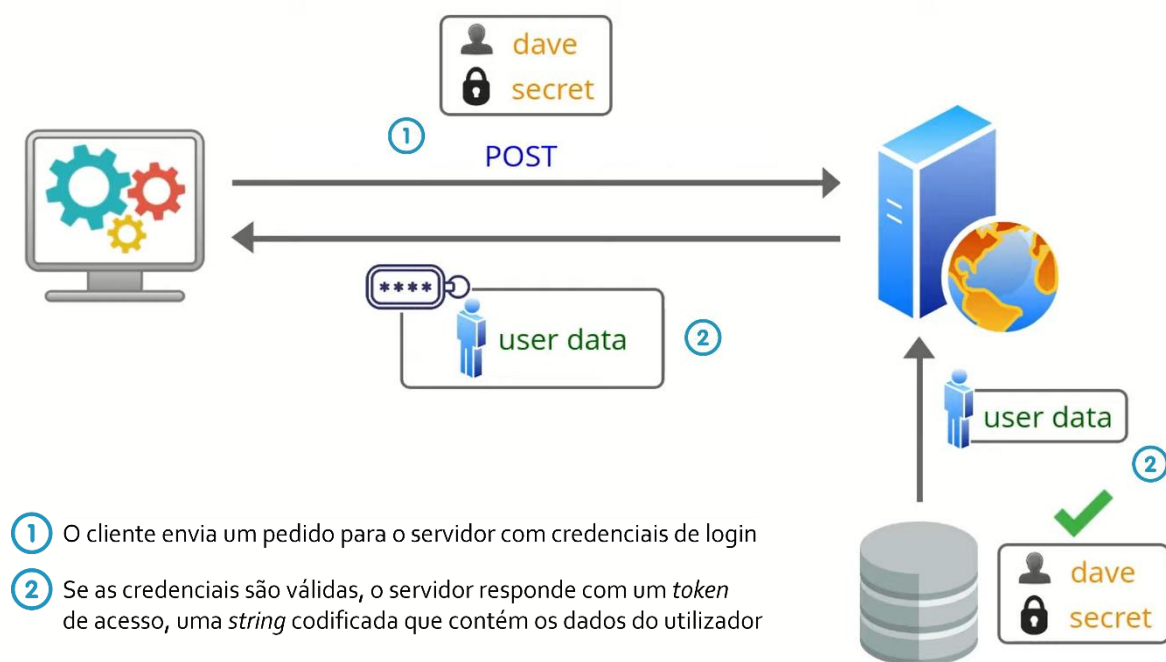


Figura 64 - Funcionamento do token de acesso.

2. **Utilização do token de acesso:**

O *token* de acesso é utilizado sempre que o dentista navega pela aplicação e realiza ações que requerem a comunicação com a API, como visualizar a lista de pacientes. A API, por sua vez, verifica o *token* de acesso e, se for válido, atende à requisição e retorna os dados solicitados.

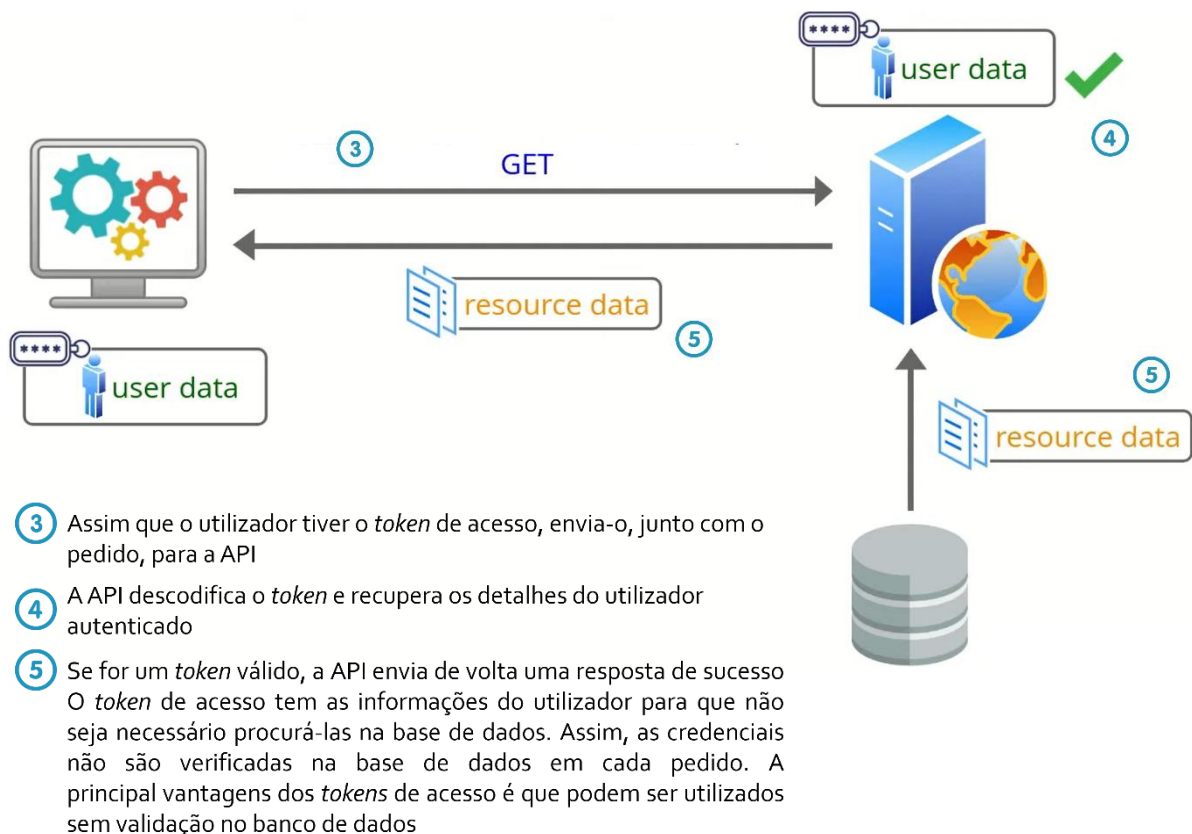


Figura 65 - Funcionamento do token de acesso durante a realização de pedidos.

3. Atualização do token de acesso:

Durante a utilização da aplicação, se o *token* de acesso expirar, a aplicação deteta isso (através de uma resposta de erro 401 *Unauthorized*) e envia automaticamente o *token* de atualização à API para obter o novo *token* de acesso. A API verifica o *token* de atualização e, se for válido, responde com um novo *token* de acesso, caso contrário, a aplicação notifica o utilizador para fazer novo *login*.

4. Logout:

Quando o dentista faz *logout* da aplicação, esta envia um pedido à API, que invalida o *token* de atualização, remove os *tokens* armazenados e confirma o *logout*.

A gestão dos *tokens* é feita automaticamente pela aplicação, que os inclui nos pedidos e faz as atualizações, quando necessário. Desta forma, os *tokens* garantem a segurança das operações, certificando que apenas utilizadores autorizados possam fazer pedidos à API, permitindo, ao utilizador, navegar pela aplicação sem se preocupar com a autenticação em cada pedido.

Assim, considerando o ESP32, a aplicação e a interface API, o fluxo de dados segue os seguintes passos:

1. **Autenticação:** Na aplicação, antes de realizar qualquer operação, é necessário garantir que o utilizador está devidamente autenticado como dentista. Este processo de autenticação é gerido pela API *back-end*, que verifica as credenciais fornecidas pelo utilizador em relação aos dados armazenados na tabela '*dentists*' na base de dados. As credenciais, compostas por um e-mail de utilizador e uma palavra-passe, são enviadas para a API através de uma conexão segura. A API valida estas credenciais e, em caso de sucesso, gera um *token* de acesso e um *token* de atualização que serão utilizados em todas as operações subsequentes para garantir que o utilizador está autorizado (Figura 66).

2. **Gestão de Clínicas:** Após a autenticação, o dentista tem a capacidade de criar uma nova clínica ou selecionar uma clínica existente. Quando o dentista opta por criar uma nova clínica, as informações detalhadas da clínica, tais como nome e localização, são enviadas para a API. A API, atuando como intermediária, recebe esses dados e envia-os para a base de dados, armazenando-os na tabela '*clinics*'. Se o dentista optar por selecionar uma clínica existente, a aplicação envia uma solicitação à API, que consulta a tabela '*clinics*' na base de dados e retorna as informações pertinentes à aplicação.
3. **Gestão de Pacientes:** Dentro de uma clínica selecionada, o dentista pode gerir os dados dos pacientes. Isto inclui a criação de novos registos de pacientes ou a seleção de pacientes existentes para visualização ou atualização dos seus dados. Os detalhes do paciente, como nome, data de nascimento, dentição e outros dados relevantes, são enviados para a API, que os armazena na tabela '*patients*' na base de dados. A aplicação interage com a API para realizar operações CRUD (Create, Read, Update, Delete) sobre os registos dos pacientes, assegurando que todas as operações estão em conformidade com os requisitos de privacidade e segurança dos dados.
4. **Conexão com o ESP32 e realização de scans:**
 - **Início do *scan*:** Quando é necessário realizar um *scan* dentário, o dentista utiliza a aplicação para iniciar o processo e a tornar disponível para a receção e armazenamento dos dados.
 - **Conexão via *WebSocket*:** Para transmitir dados em tempo real, a aplicação estabelece uma conexão com o ESP32 através de um canal *WebSocket*. Esta conexão permite que o ESP32 envie dados dos sensores dentários, em tempo real, para a aplicação Flutter. A utilização de *WebSockets* será mais detalhada no Subcapítulo 5.5.
 - **Conclusão do *scan*:** Após a conclusão do *scan*, a aplicação Flutter prepara os dados recebidos para enviar à API. Esta preparação inclui a formatação e a integração de informações adicionais necessárias, como os IDs da clínica, do dentista e do paciente, que o ESP32 não possui e são essenciais para a correta associação dos dados.
 - **Envio de dados para a API:** A aplicação Flutter envia os dados do *scan* para a API através de uma chamada HTTP POST. A API, ao receber os dados, atua como um intermediário, validando e processando as informações antes de armazená-las na base de dados.
 - **Verificação e adição dos dados:** A API executa uma série de verificações para assegurar a integridade das informações recebidas. Estas verificações podem incluir a conformidade com formatos de dados esperados e a presença de todos os campos obrigatórios. Se os dados forem considerados válidos, a API insere-os nas tabelas '*scans*' e '*scans_history*' da base de dados.
5. **Consulta dos dados:** A aplicação Flutter oferece ao dentista a capacidade de consultar os dados armazenados. Através de chamadas à API, a aplicação pode recuperar informações sobre os resultados dos *scans* e o histórico dos *scans* dentários dos pacientes, por exemplo. A API, ao receber estas solicitações, consulta a base de dados e retorna os dados solicitados à aplicação. Esta funcionalidade é essencial para que o dentista possa analisar os resultados, acompanhar a evolução dos tratamentos e tomar decisões informadas sobre o cuidado dos pacientes.

Abaixo encontra-se um diagrama que descreve o fluxo de informação quando o utilizador faz um pedido de início de sessão na aplicação.

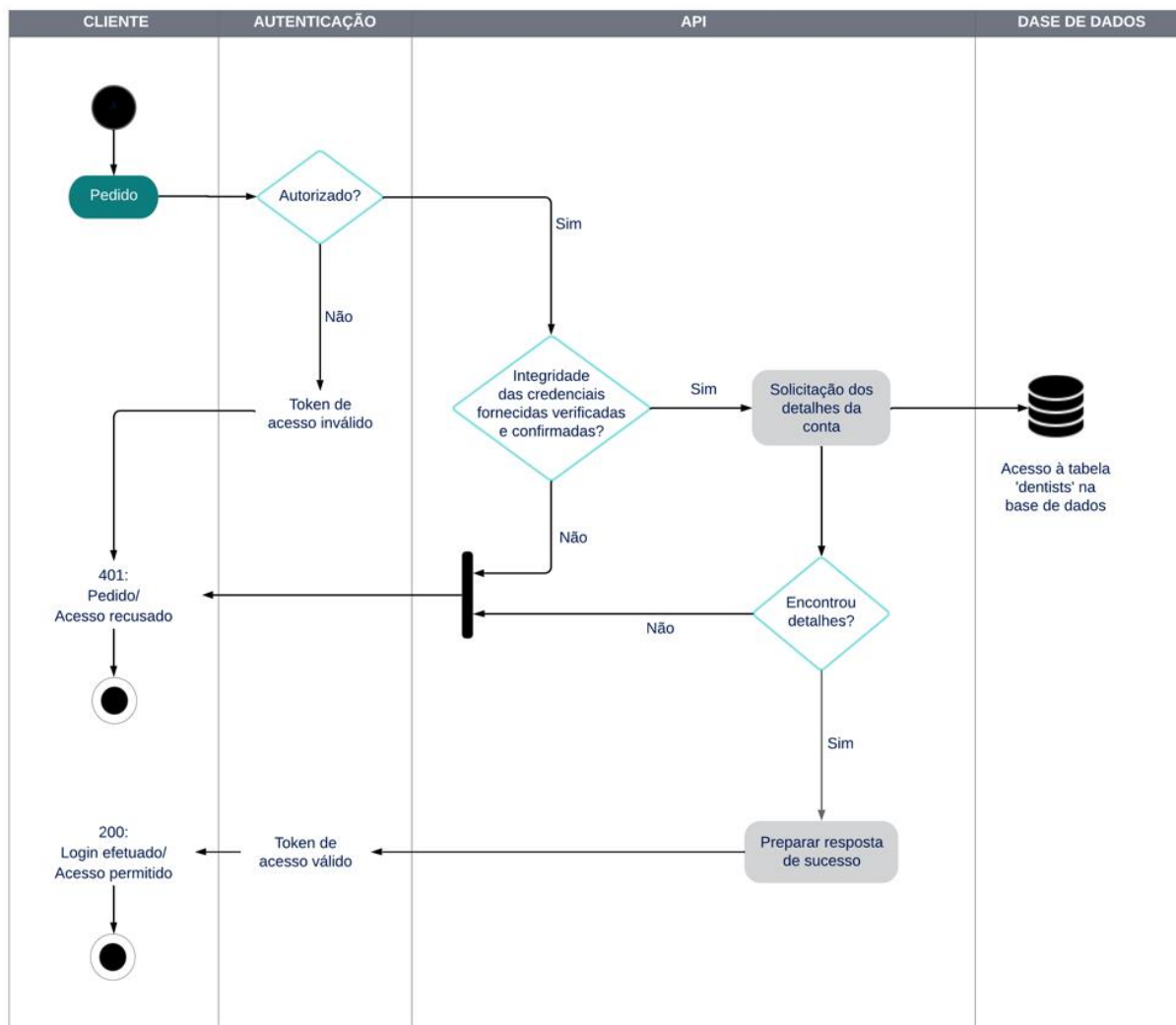


Figura 66 - Diagrama Swimlane da API no processo de login do utilizador.

Neste contexto, a API desempenha um papel crucial como intermediário, assegurando a integridade e segurança dos dados. As suas principais funções incluem:

- **Autenticação:** Verifica as credenciais dos dentistas;
- **Gestão de Clínicas:** Permite a criação e seleção de clínicas;
- **Gestão de Pacientes:** Facilita a criação e seleção de pacientes e a sua associação a clínicas;
- **Registo e Histórico de Scans:** Grava novos scans e mantém o histórico dos mesmos.

A arquitetura descrita garante que todas as operações críticas, como a autenticação dos utilizadores (dentistas), criação e modificação de informações sobre clínicas e pacientes, e a realização e registo dos *scans* dentários, são geridas pela API, proporcionando uma camada adicional de segurança e integridade dos dados, e evitando problemas como o acesso não autorizado, corrupção de dados (através da modificação não autorizada, accidental ou intencional, dos dados armazenados no sistema) ou erros de manipulação de informações críticas (como a exclusão accidental de registos de *scans* dentários de pacientes, podendo resultar numa perda irreparável de informações importantes, afetando a continuidade do tratamento ou a análise do histórico de saúde do paciente). A API pode impor políticas de segurança, validar os dados antes de serem processados e registar todas as operações realizadas, proporcionando assim uma maior integridade e confiabilidade dos dados.

5.4 Modos de comunicação do ESP32

O ESP32 possui um microcontrolador capaz de comunicar com dispositivos externos via Wi-Fi ou *Bluetooth*, tornando-o uma escolha estratégica para aplicações de IoT.

Bluetooth é uma tecnologia sem fios e de curto alcance que permite a comunicação entre 2 dispositivos diferentes, sem a necessidade de infraestrutura de rede de suporte, como um *router* sem fio ou *Access Point* [109].

Um servidor *Bluetooth*, que pode operar tanto com BLE (*Bluetooth Low Energy*), como com *Bluetooth Classic*, é qualquer dispositivo que fornece serviços ou dados a clientes *Bluetooth*. Exemplos disso são sensores que enviam dados para um dispositivo móvel (cliente BLE) e auriculares *Bluetooth Classic* que recebem som de um telemóvel (cliente *Bluetooth*) [110].

No modo *Bluetooth*, o ESP32 pode atuar como um simples dispositivo BLE ou funcionar como um servidor *Bluetooth* [82]. O modo BLE é otimizado para baixo consumo de energia e usado principalmente para aplicações que são limitadas pela duração da bateria. Normalmente não é utilizado para trocar grandes quantidades de dados. Um dispositivo BLE pode funcionar como cliente (central) que inicia a comunicação, ou servidor (periférico) que oferece dados e serviços [109].

Por outro lado, o Wi-Fi é uma tecnologia de rede sem fios que permite dispositivos como computadores, dispositivos móveis e outros equipamentos estabeleçam uma interface com a Internet, através da utilização de ondas de rádio, possibilitando a troca de informações entre si, criando uma rede [111].

A conectividade à Internet ocorre através de um *router* sem fios, um dispositivo que cria uma rede local. Quando ocorre a conexão de um dispositivo ao Wi-Fi, esse dispositivo estabelece uma conexão com o *router* sem fios que, por sua vez, está conectado à Internet, permitindo que os dispositivos a ele conectado acessem também à Internet sem a necessidade de fios. Assim, o *router* atua como uma ponte entre os dispositivos e a Internet sem a presença de cabos físicos [111], [112].

Com as duas possibilidades de conexão em aberto, foi selecionada a opção do Wi-Fi para estabelecer a comunicação entre o ESP32 e a aplicação.

Apesar do consumo de energia do *Bluetooth* ser significativamente menor em comparação ao consumo do Wi-Fi, devido à otimização do protocolo para a transmissão de um grande número de pacotes de dados muito pequenos, ambos os protocolos permitem comunicação bidirecional simultânea [109]. O Wi-Fi, no entanto, possui um alcance maior que o *Bluetooth* e é mais adequado para a transmissão de grandes volumes de dados a altas velocidades, enquanto o BLE é ideal para dispositivos de baixa potência que requerem transmissão de dados menos intensiva e envolve uma menor distância entre dispositivos [113].

Além disso, o Wi-Fi requer uma senha para conectar o dispositivo à rede, tornando a conexão mais segura que o *Bluetooth*, e permite a conexão simultânea de mais do que dois dispositivos, proporcionando maior flexibilidade [114].

A necessidade de manter a aplicação ligada à Internet durante a sua utilização, devido à constante comunicação com a base de dados *online*, por exemplo, implica a sua ligação por Wi-Fi à Internet. Desta forma, é dispensável a adição de mais um modo de comunicação, como o *Bluetooth*, apenas para realizar a troca de dados dos sensores com a *app*, quando esta comunicação pode ser realizada via Wi-Fi também.

5.4.1 Comunicação Wi-Fi

O ESP32 possui três modos distintos de operação Wi-Fi: *Station Mode* (STA), *Access Point Mode* (AP) e *Access point and Hotspot Mode*. Através destes modos, o ESP32 tem a capacidade de se conectar a uma rede Wi-Fi existente e atuar como um servidor Web, ou de criar a sua própria rede, permitindo que outros dispositivos se conectem diretamente a ela [115].

No *Station Mode*, o ESP32 funciona como um dispositivo cliente que se conecta a uma rede Wi-Fi existente, criada pelo *router* sem fio, através de um endereço IP exclusivo do *router*. Este modo é semelhante ao funcionamento de um dispositivo móvel que se conecta a uma rede Wi-Fi doméstica [115].

Neste modo, o *router* está conectado à Internet, permitindo a solicitação ou envio de dados da/para a Internet [116].

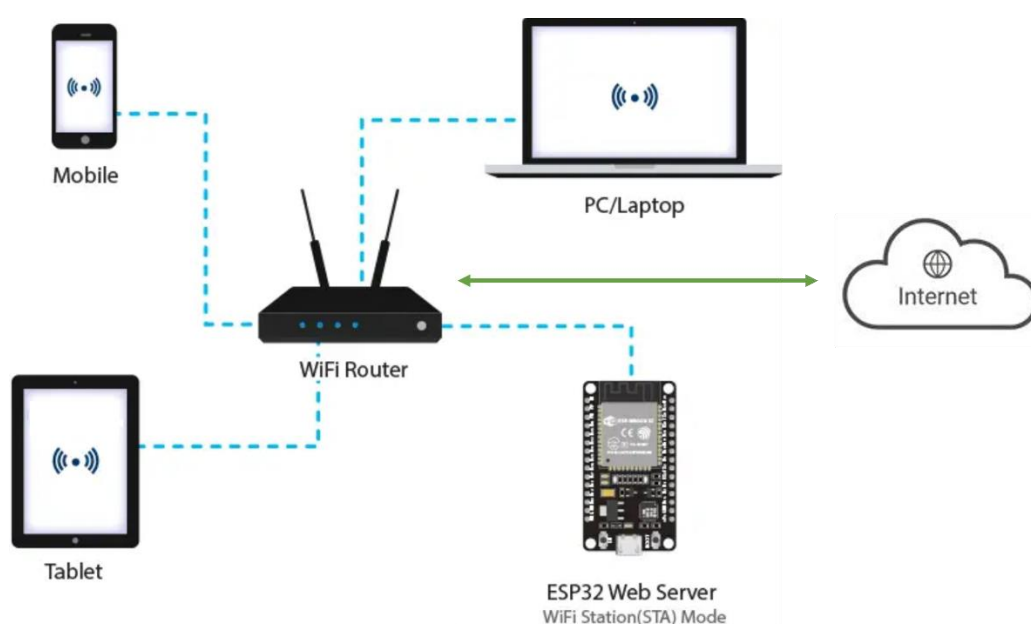


Figura 67 - Funcionamento do ESP no Station Mode.
Adaptado de [115] e [121].

No modo AP, o ESP32 cria a sua própria rede local Wi-Fi, com um SSID (nome da rede) e um IP, e atua como um *router* ao qual podem ser conectados outros dispositivos, permitindo a comunicação entre vários dispositivos ESP32 entre si, ou dispositivos ESP32 com uma aplicação externa, como é o caso. No entanto, no modo AP não é possível ter mais de 5 dispositivos conectados ao mesmo tempo e, apesar de ser criada uma rede Wi-Fi, não significa que o microcontrolador esteja ligado à Internet [115].

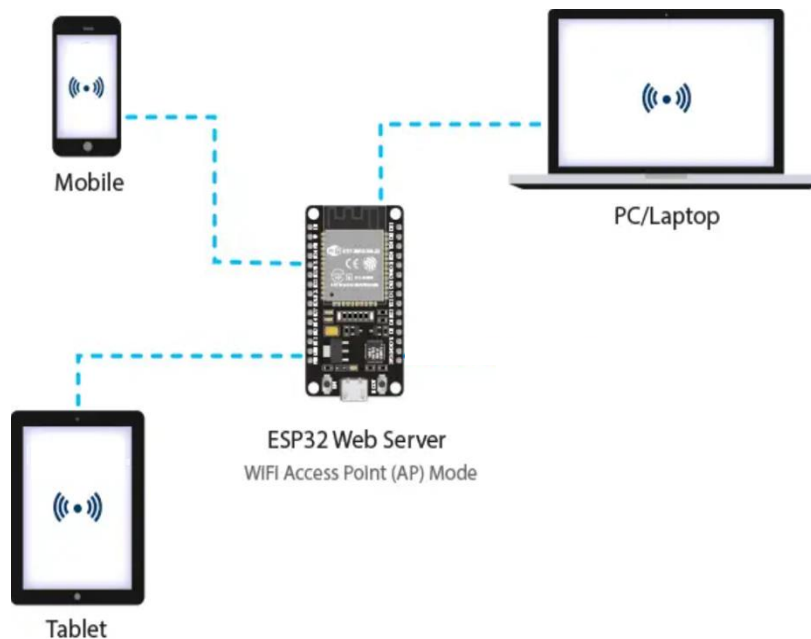


Figura 68 - Funcionamento do ESP no Access Point Mode.
Adaptado de [115].

Por último, no modo *Access point and Hotspot Mode*, o ESP32 combina os dois modos anteriores e pode ser conectado a um ponto de acesso Wi-Fi (como no modo STA) enquanto atua como um ponto de acesso para outros dispositivos e cria a sua própria rede Wi-Fi simultaneamente. Este modo é ideal para cenários onde o ESP32 precisa de estar conectado à Internet e, ao mesmo tempo, fornecer acesso a outros dispositivos [116].

5.4.2 Wi-Fi *Manager* no ESP32

A conexão do ESP32 a uma rede Wi-Fi pode ser realizada de diversas formas. O método mais tradicional envolve a necessidade de introduzir manualmente no código o nome (SSID) e palavra-passe da rede a que se pretende aceder. O código exemplo seguinte mostra um exemplo da configuração do ESP32 para realizar a sua conexão com uma rede Wi-Fi existente, com a definição, no código, do SSID e *password* da rede [117].

```
....
//Definicoes da rede wifi e conexao
String ssid = "NOME DA REDE WIFI"; //Nome da sua rede wifi
String pass = "SENHA DA REDE WIFI"; //Senha da sua rede wifi
...
```

No entanto, este método não é prático na medida em que o ESP32 só se pode conectar à rede codificada e a alteração de redes Wi-Fi requer a edição e recompilação do código, tornando preferível um método alternativo que utilize um sistema que permita configurar as suas credenciais Wi-Fi após o código ter sido compilado e carregado no ESP32 [118].

Através do *Wi-Fi Manager* é possível realizar a conexão do ESP32 a diferentes redes sem a necessidade de edição dos dados da rede no código. O *Wi-Fi Manager* é uma biblioteca que permite que as credenciais Wi-Fi sejam configuradas dinamicamente através de uma interface web, eliminando

a necessidade de reprogramar o ESP32 sempre que ocorre a mudança das credenciais da rede. O SSID e a senha da rede a que o ESP32 se conecta é guardada na sua memória não volátil, evitando a perda dessa informação quando a alimentação do ESP32 é desligada [119].

O modo de funcionamento do *Wi-Fi Manager* segue os seguintes passos:

1. Sempre que o ESP32 é iniciado, verifica se já possui uma rede Wi-Fi configurada. Se já tiver credenciais Wi-Fi, realiza a ligação a essa rede automaticamente. Se essas credenciais não existirem ou não corresponderem à rede Wi-Fi pretendida, é estabelecida uma nova conexão Wi-Fi.
2. Neste último caso, a biblioteca *WiFi Manager* define o ESP32 como um ponto de acesso, criando a sua própria rede Wi-Fi, denominada *AutoConnectAP*, para outros dispositivos se conectarem. Assim, qualquer dispositivo com Wi-Fi que possua um navegador pode conectar-se ao AP criado. No entanto, esta rede não permite o acesso à Internet.
3. No dispositivo, o utilizador seleciona a rede do ESP32 que se pretende ligar (*AutoConnectAP*) (Figura 69). Automaticamente, o *Wi-Fi Manager* abre uma interface Web no endereço 192.168.4.1, apresentando a lista de redes Wi-Fi próximas.
4. O utilizador seleciona a rede que pretende ligar ao ESP32, e preenche a correspondente *password* (Figura 70).
5. Se a conexão for estabelecida com sucesso, o ESP32 está conectado à rede Wi-Fi selecionada (Figura 71), caso contrário, o ESP32 entra novamente no modo AP, cria a sua rede e inicia uma nova tentativa de conexão com outra senha.
6. Posteriormente, sempre que o ESP32 for inicializado, irá conectar-se a essa rede automaticamente.

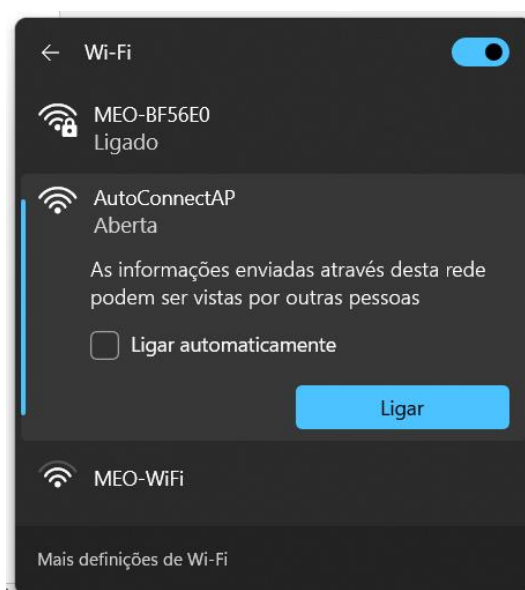


Figura 69 - Rede Wi-Fi criada pelo ESP32.

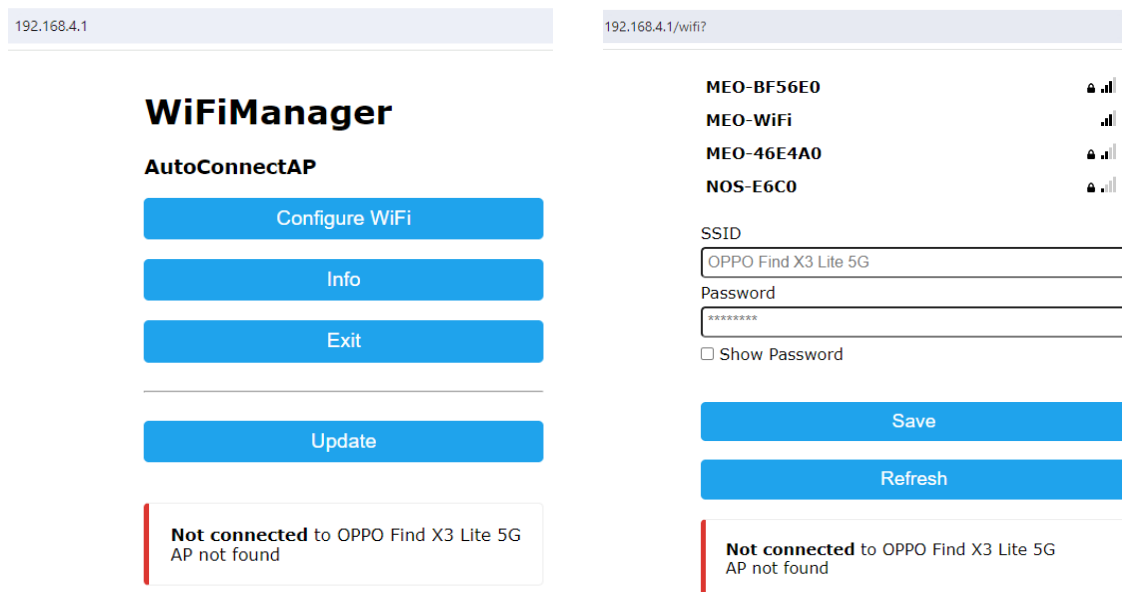


Figura 70 - Página web criada pela biblioteca Wi-Fi Manager.

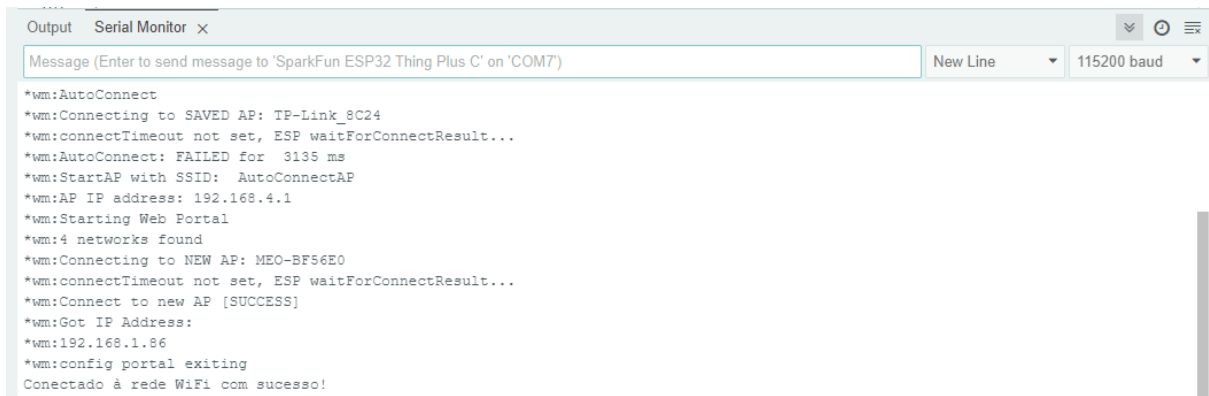


Figura 71 - Mensagem de sucesso no Serial Monitor quando o ESP32 se conecta à rede Wi-Fi.

Após este processo, o microcontrolador tem acesso à Internet e entra no modo STA, atuando como um cliente de uma rede sem fios.

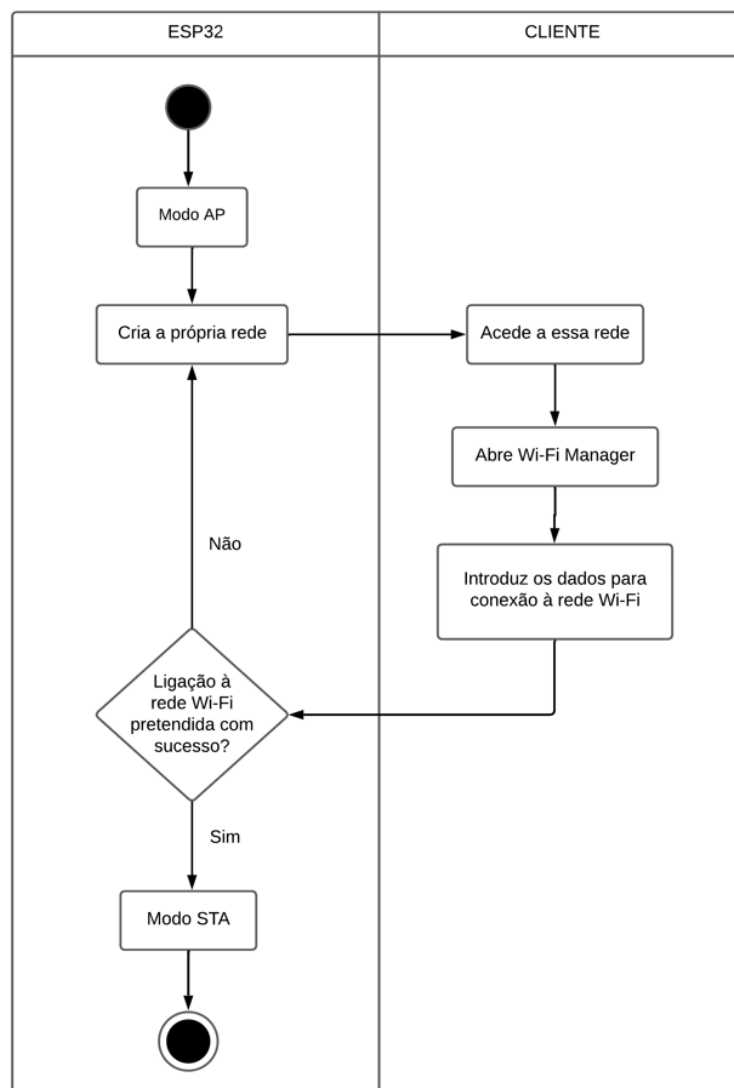


Figura 72 - Diagrama Swimlane do processo de ligação do ESP32 à rede Wi-Fi.

O portal de configuração do *Wi-Fi Manager* só é acedido uma vez para configurar as credenciais da rede Wi-Fi, ou quando é necessário mudar de rede.

Modo Configuração

O esquema seguinte sintetiza a interação entre o ESP32 e o dispositivo com a *app*, que ocorre na primeira vez que é feita a configuração inicial do ESP32 com a rede.

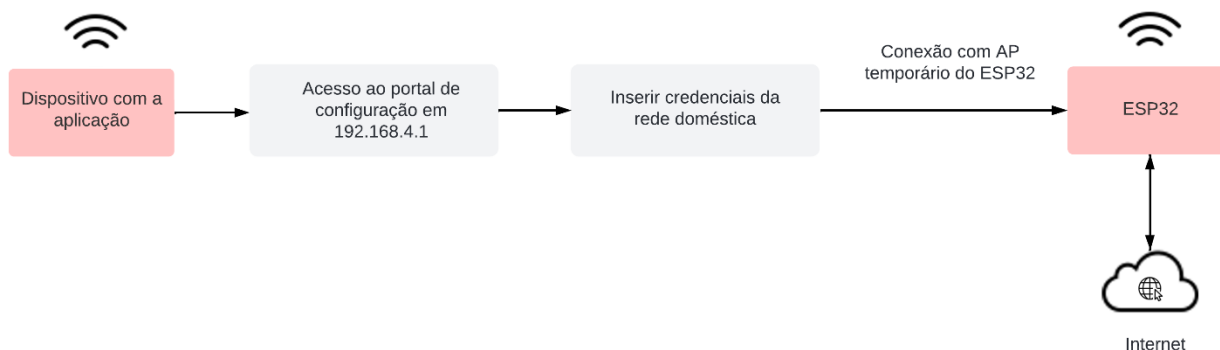


Figura 73 - Fluxo de funcionamento da configuração inicial para estabelecer a ligação entre a aplicação e o ESP32 pela primeira vez.

Durante a configuração inicial, a aplicação e o ESP32 não estão conectados entre si. O dispositivo com a aplicação vai conectar-se temporariamente ao AP do ESP32 através da plataforma *Wi-Fi Manager*, para fornecer as credenciais da rede doméstica ao ESP32.

Após a configuração inicial, o ESP32 conecta-se à rede Wi-Fi doméstica, o AP do ESP32 é desativado e o ESP32 usa a rede doméstica para todas as comunicações subsequentes.

Modo Normal

Quando não é necessário realizar a configuração inicial do ESP32, ou seja, o ESP32 já possui as credenciais da rede armazenadas e faz a conexão automática a essa rede, o processo de comunicação entre a aplicação e o ESP32 é simplificado.

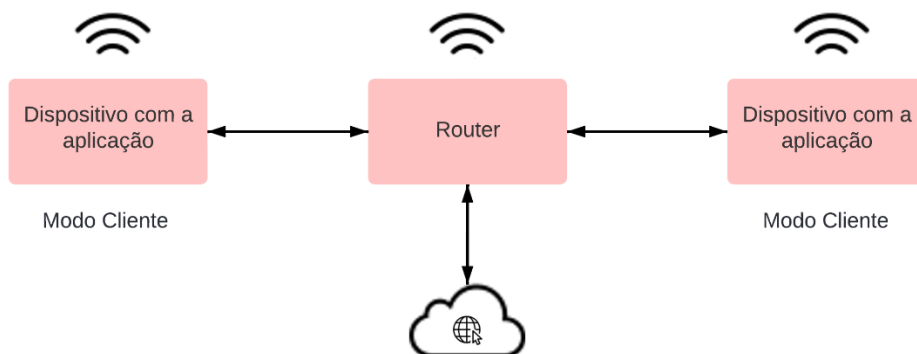


Figura 74 - Fluxo de funcionamento normal para estabelecer a ligação entre a aplicação, o ESP32 e a Internet.

O ESP32 é ligado e utiliza as credenciais armazenadas na memória não volátil para se conectar automaticamente à rede. Para que possa ser feita a comunicação entre a aplicação e o ESP32, o dispositivo com a aplicação deve, garantidamente, estar conectado à mesma rede Wi-Fi que o ESP32. A partir daqui a aplicação comunica com o ESP32 através da rede Wi-Fi, por meio de *WebSockets*.

5.5 Comunicação entre ESP32 e aplicação via *WebSockets*

Após o ESP32 estabelecer a conexão com a rede Wi-fi por meio do *Wi-Fi Manager*, e estando a aplicação conectada à mesma rede, é realizada a comunicação entre estes dois dispositivos. A comunicação entre o ESP32 e o *device* que contém a aplicação (podendo este ser um computador ou dispositivo móvel) é realizada via Wi-Fi, através da utilização de *WebSockets*.

Um *WebSocket* é um protocolo de comunicação que fornece canais de comunicação *full-duplex* numa única conexão TCP (*Transmission Control Protocol*), isto é, tanto o cliente como o servidor podem enviar e receber dados simultaneamente sem necessitar de esperar que a outra parte termine de enviar ou receber. Este protocolo é bastante utilizado em aplicações que exigem interação em tempo real, como é o caso, justificando a escolha deste tipo de protocolo [120], [121].

Existem outros tipos de protocolo de comunicação através do uso de Wi-Fi, como é o caso das tradicionais solicitações HTTP, onde a comunicação é unidirecional, seguindo um modelo solicitação-resposta, como o que é utilizado na comunicação com a base dados. Assim, o cliente envia uma solicitação ao servidor e o servidor responde com os dados solicitados. Além disso, com o HTTP as conexões são abertas e fechadas para cada solicitação-resposta, enquanto com *WebSockets* a comunicação permanece aberta, permitindo a comunicação contínua e bidirecional [122].

A arquitetura do sistema apresentado consiste em 3 componentes principais:

- **ESP32:** atua como um servidor *WebSocket* que, por sua vez, recebe solicitações, processa os dados recebidos e envia respostas de volta para o *device* com a aplicação;
- **Rede Wi-Fi:** fornece a conexão entre o ESP32 e o *device*;
- **Device:** computador ou dispositivo móvel que executa a aplicação que comunica com o ESP32 via *WebSocket*, responsável por enviar as solicitações e receber dados do ESP32.

No código do ESP32, o servidor *WebSocket* é iniciado, podendo aceitar conexões *WebSocket* de clientes, como navegadores *web* ou outros dispositivos IoT, em tempo real. A manipulação dos eventos *WebSocket* feita no ESP32 envolve o envio de uma mensagem de confirmação para o *Serial Monitor* quando o dispositivo com a *app* (cliente *WebSocket*) se conecta ou desconecta do ESP32, e o tratamento das conexões e mensagens entre o cliente e o ESP32 quando este último envia dados dos sensores ou entra no modo *Sleep*.

No Flutter, com o código da aplicação, é estabelecida a conexão ao *WebSocket* do ESP32 através do seu IP. O estado desta conexão vai sendo atualizado até a conexão estar efetuada com sucesso e, a partir daí, a aplicação aguarda a receção de dados, como os valores recolhidos nos sensores de oximetria.

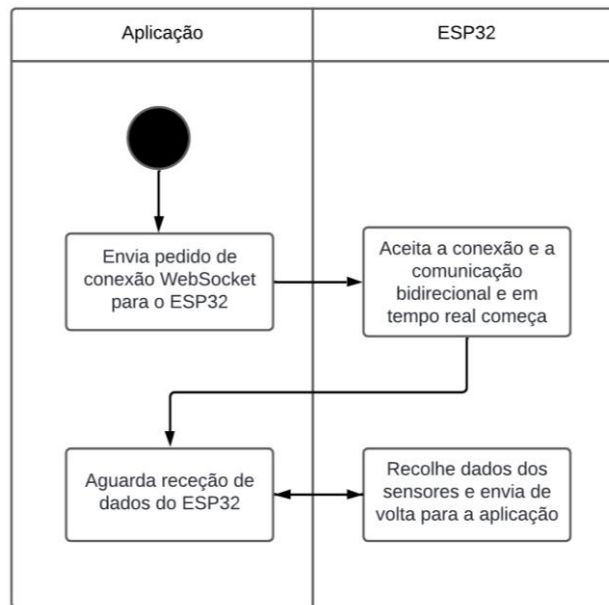


Figura 75 - Diagrama Swimlane do processo de comunicação entre o ESP32 e a aplicação.

Com a conexão *WebSocket* estabelecida, o ESP32 e o dispositivo podem comunicar em tempo real, permitindo a troca instantânea de dados. Esta comunicação é eficiente e de baixa latência, sendo ideal para este tipo de aplicações que necessitam de atualizações rápidas e frequentes.

5.6 Visão Geral da aplicação

O diagrama de casos de uso representado na Figura 76 é um exemplo da utilização da UML (*Unified Modeling Language*), sendo uma representação gráfica utilizada para descrever as interações entre utilizadores e um sistema, e tem como ponto principal a perspetiva do utilizador. Além deste, o diagrama de atividades da Figura 77 descreve as principais ações que o utilizador pode realizar na aplicação [123].

De forma a desenvolver a aplicação de encontro aos seus requisitos, o diagrama de casos de uso e o diagrama de atividades da arquitetura geral da aplicação apresentam, de forma esquemática, as suas principais funcionalidades, bem como o fluxo do seu normal funcionamento.

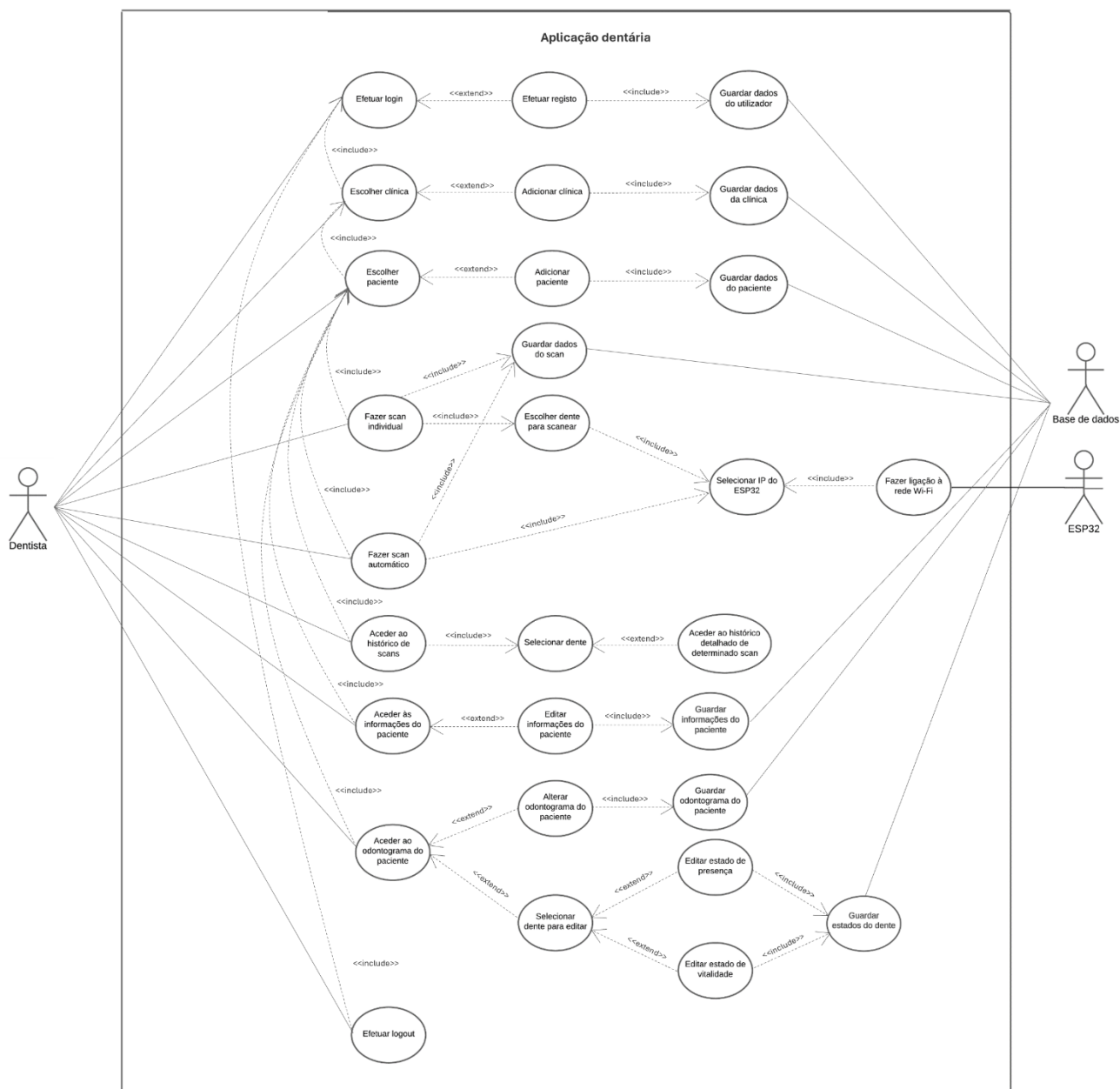


Figura 76 - Diagrama de casos de uso da aplicação desenvolvida.

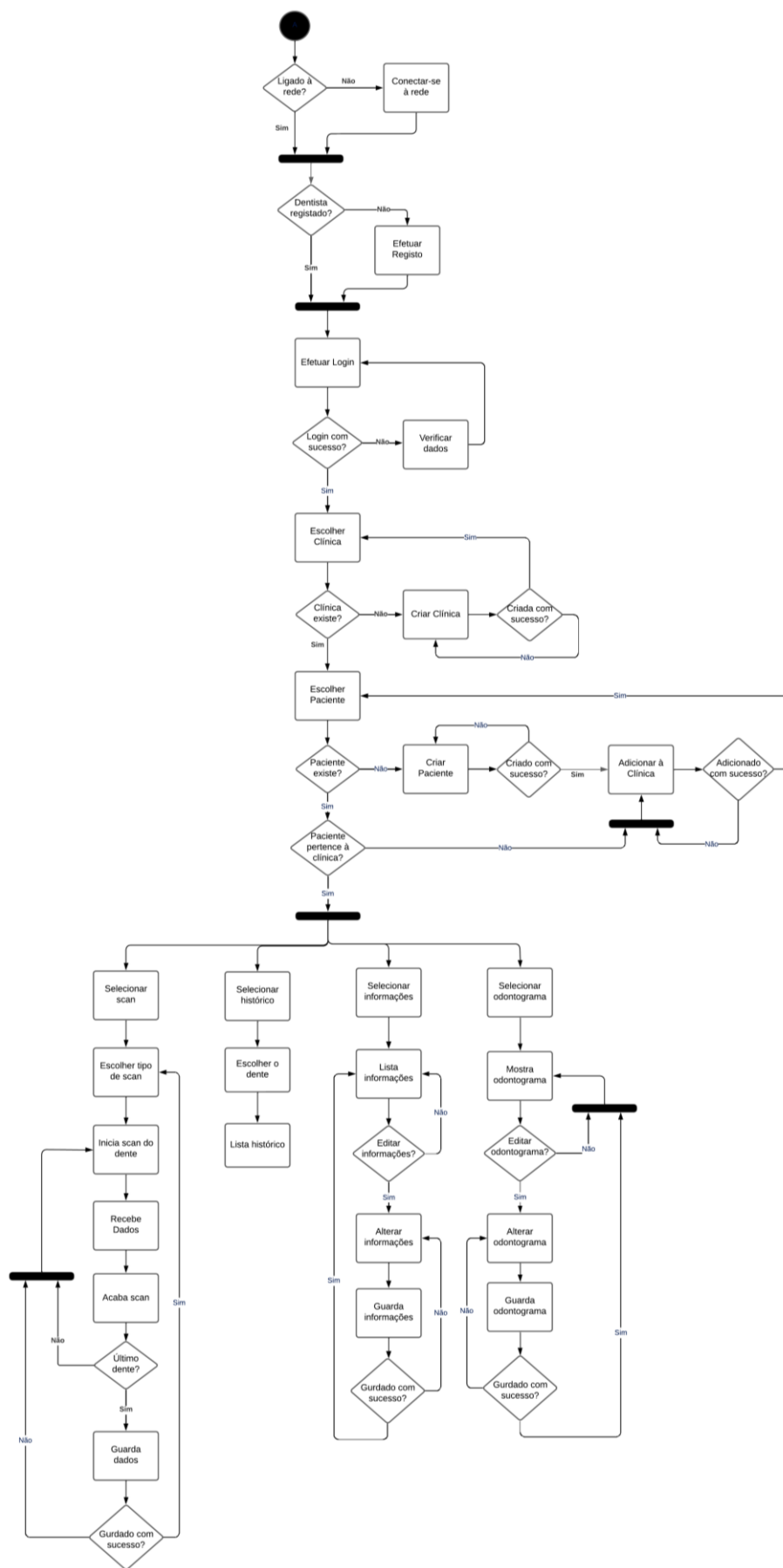


Figura 77 - Diagrama de atividades da arquitetura geral da aplicação desenvolvida.

A aplicação desenvolvida envolve 4 principais componentes, representados no diagrama seguinte, juntamente com as relações entre eles (Figura 78).

Uma das principais comunicações que ocorre entre estes componentes pode ser descrita quando o utilizador faz o pedido para iniciar o *scan* do dente. A aplicação aguarda que o botão no dispositivo odontológico seja pressionado para iniciar a recolha dos dados. Quando o faz, o ESP32 recebe esse pedido que, consequentemente, envolve a receção dos valores de oximetria pelos sensores montados no dispositivo. O servidor da aplicação recebe os valores, mostra-os em tempo real na interface do utilizador e guarda-os numa base de dados. Quando é necessário ter acesso a estas informações, a base de dados fornece-as e mostra na interface.

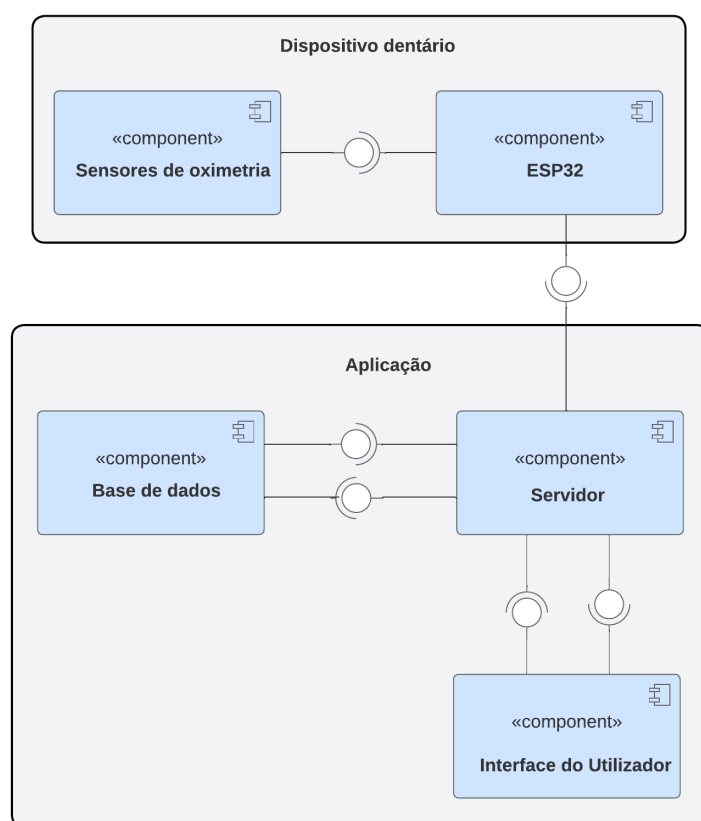


Figura 78 - Diagrama de componentes da aplicação.

Após a conexão do ESP32 à rede Wi-Fi e do dispositivo com a aplicação a essa mesma rede, o utilizador está pronto para utilizar a aplicação.

Em seguida, é apresentado o fluxo de utilização da aplicação, desde o início da sua execução até o *logout* do utilizador.

Ao abrir a aplicação, o utilizador dispõe da opção de fazer o seu *login* ou o seu registo (Figura 79).

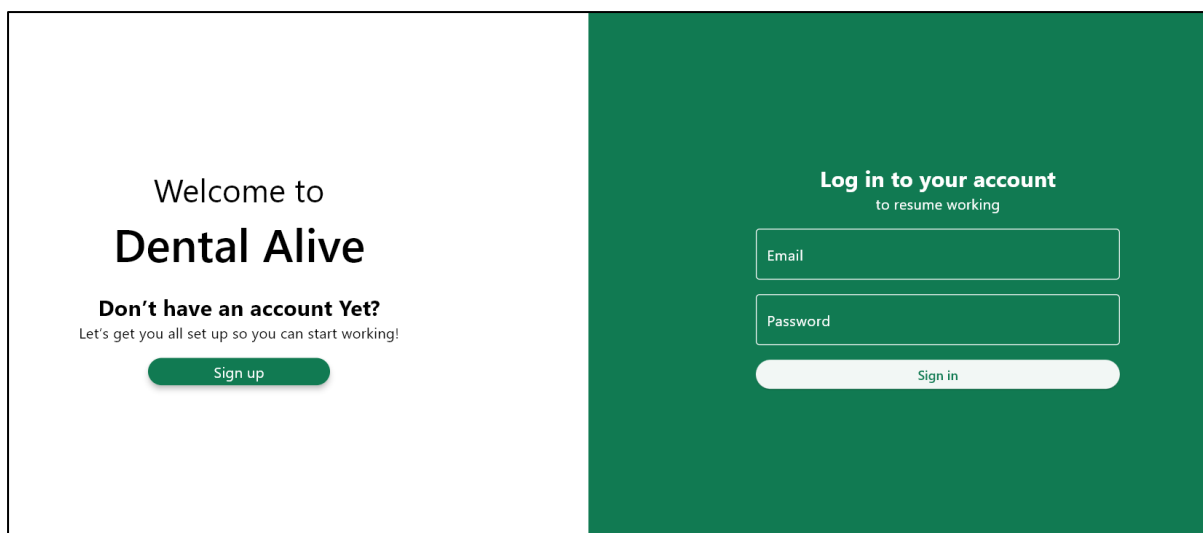


Figura 79 - Página inicial da aplicação.

Caso já tenha feito o seu registo, o utilizador deve fazer o *login*, usando o seu e-mail e palavra-passe, caso contrário deve fazer o registo com informações como o seu nome, e-mail, contacto telefónico e *password* (Figura 80). O contacto deve ser um número português válido de 9 dígitos, uma vez que a aplicação foi desenvolvida inicialmente para ser utilizada em Portugal, a palavra-passe deve ter pelo menos 8 dígitos para ser aceite, com pelo menos um carácter maiúsculo e um minúsculo, e os campos “*Password*” e “*Confirm Password*” devem coincidir. Além disso, a aplicação tem acesso aos ficheiros do dispositivo onde se encontra de forma a possibilitar a adição de uma fotografia do utilizador durante o seu registo.

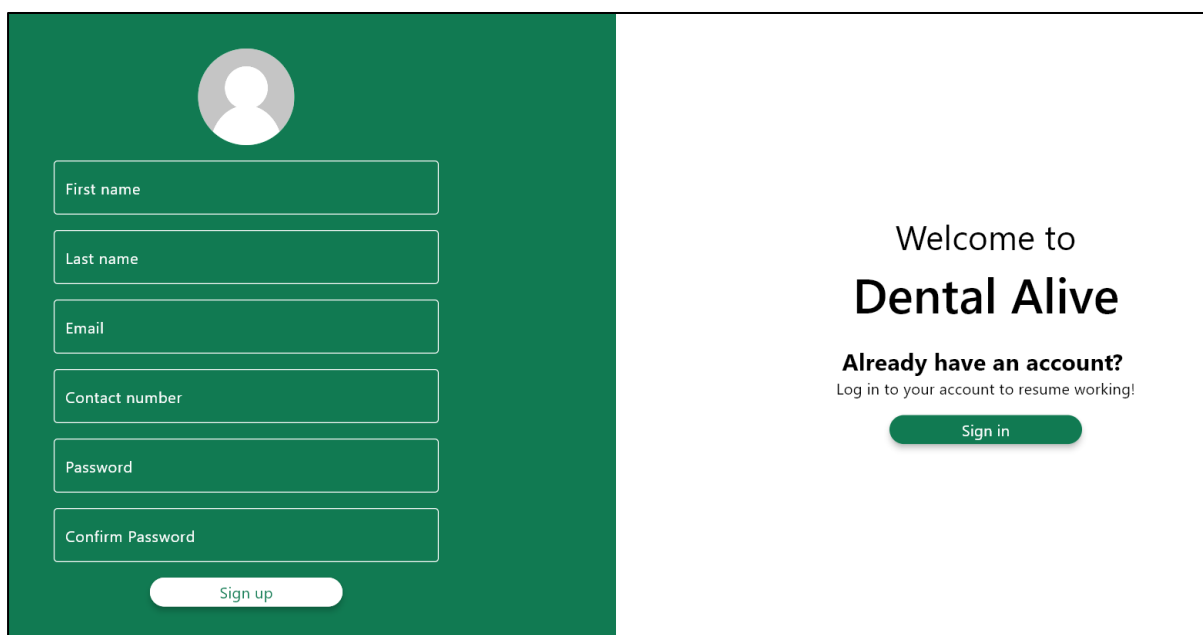


Figura 80 - Página de registo do utilizador.

Após efetuar o *login*, o utilizador deve seleccionar a clínica onde se encontra a prestar serviço no momento (Figura 81). Se essa clínica não estiver na lista de clínicas associadas à conta do utilizador, este pode adicionar uma nova clínica, inserindo o seu nome e a sua localização, nomeadamente o distrito, concelho, código-postal, rua e número (Figura 82). A seleção do distrito é realizada através de

um menu *dropdown* vertical que contém os distritos existentes em Portugal, sendo esta lista derivada de um ficheiro JSON.

Dependendo do distrito selecionado, um segundo menu *dropdown* é aberto, apresentando os concelhos existentes nesse distrito, seguido por um terceiro menu *dropdown* que exibe os códigos-postais associados, por ordem crescente. Todos estes menus são preenchidos a partir de dados importados de ficheiros JSON com essas informações (Figura 83 e Figura 84), adaptados de um repositório GitHub [124].

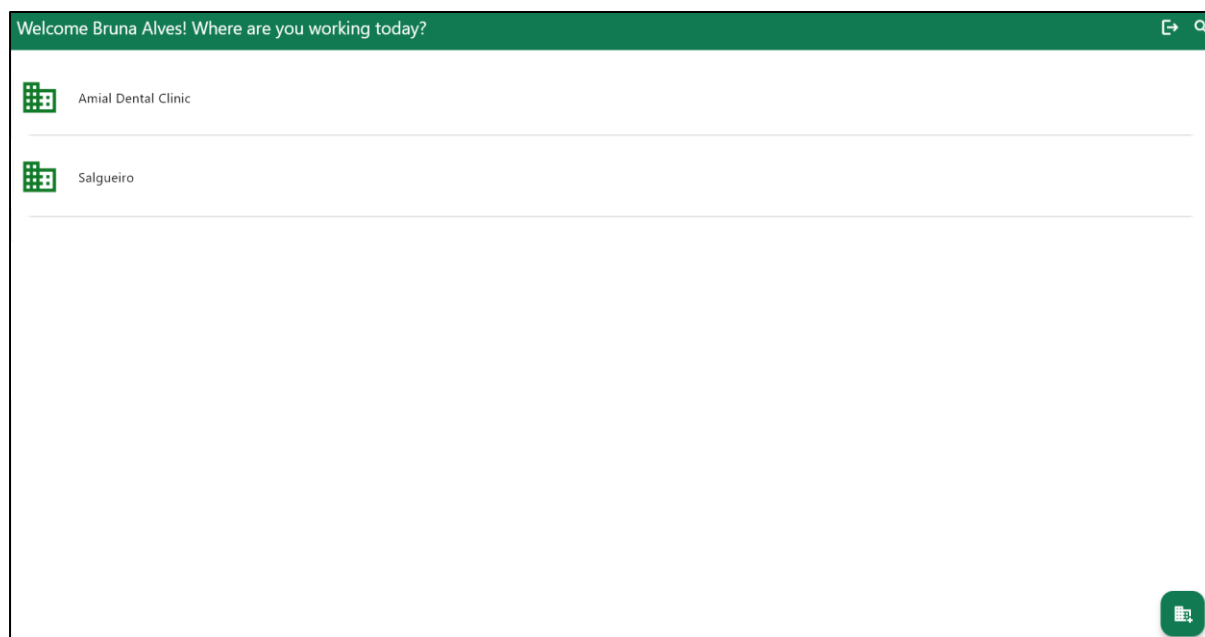


Figura 81 - Página de apresentação da lista de clínicas existentes na conta do utilizador.

A screenshot of a web application interface for creating a new clinic. The header is green and contains a back arrow and the text "Create Clinic". The form is centered on the page and has the following fields: "Name of the clinic" (text input), "District" (dropdown menu with "Porto" selected), "City" (dropdown menu with "Matosinhos" selected), "Postal Code" (dropdown menu with "4450-004" selected), "Street" (text input), and "Number" (text input). Below the "Street" and "Number" fields, there is a green button labeled "Create Clinic".

Figura 82 - Página de adição de uma nova clínica.

JSON (*JavaScript Object Notation*) é uma formatação utilizada para estruturar dados em formato de texto, com base na sintaxe de objetos JavaScript. Este formato é normalmente utilizado para transmitir dados de um sistema para outro, como em aplicações cliente-servidor [125]. Os dados contidos num arquivo no formato JSON apresentam uma estrutura de dados universal com uma **chave**, que

corresponde ao identificador do conteúdo no formato *string* e delimitada por aspas, e um **valor**, que representa o conteúdo correspondente que pode conter diferentes tipos de dados como *string*, *array*, *object*, *number*, *boolean* ou *null* [126]. A imagem seguinte mostra um exemplo de um arquivo JSON utilizado no projeto, que contém os distritos de Portugal e os correspondentes concelhos e códigos postais.

```

locations_pt.json > ...
1  [
2    {
3      "name": "Aveiro",
4      "code": 1,
5      "concelhos": [
6        {
7          "name": "Águeda",
8          "code": 101,
9          "freguesias": [
10           {
11             "name": "Aguada de Cima",
12             "code": 10103
13           },
14           {
15             "name": "Fermentelos",
16             "code": 10109
17           },
18           {
19             "name": "Macinhata do Vouga",
20             "code": 10112
21           },
22           {
23             "name": "Valongo do Vouga",
24             "code": 10119
25           }
26         ]
27       }
28     ]
29   ]

```

```

locations_pt.json > {} 0
2  {
3    "concelhos": [
4      {
5        "name": "Albergaria-a-Velha",
6        "code": 102,
7        "freguesias": [
8          {
9            "name": "Alquerubim",
10             "code": 10202
11          },
12          {
13            "name": "Angeja",
14            "code": 10203
15          },
16          {
17            "name": "Branca",
18            "code": 10204
19          },
20          {
21            "name": "Ribeira de Fráguas",
22            "code": 10206
23          },
24          {
25            "name": "Albergaria-a-Velha e Valmaior",
26            "code": 10209
27          }
28        ]
29      }
30    ]
31  }

```

Figura 83 - Aspeto do ficheiro JSON utilizado para obter os diferentes concelhos, e correspondentes freguesias, de diferentes zonas de Portugal.

```

parsed_locations.json > ...
1  {
2    "Aveiro": {
3      "Agueda": [
4        "3750-061",
5        "3750-364",
6        "3750-303",
7        "3750-715",
8        "3750-018",
9        "3750-301",
10       "3750-122",
11       "3750-035",
12       "3750-313",
13       "3750-019",
14       "3750-051",
15       "3750-146",
16       "3750-330",
17       "3750-117",
18       "3750-100",
19       "3750-048",
20       "3750-013",
21       "3750-175",
22       "3750-017",
23       "3750-033",
24       "3750-043"
25     ]
26   }
27 }

```

```

parsed_locations.json > {} Aveiro > [ ] Agueda
2  "Aveiro": {
3    "Albergaria-a-Velha": [
4      "3850-182",
5      "3850-109",
6      "3850-049",
7      "3850-036",
8      "3850-076",
9      "3850-069",
10     "3850-012",
11     "3850-237",
12     "3850-129",
13     "3850-056",
14     "3850-127",
15     "3850-038",
16     "3850-093",
17     "3850-001",
18     "3850-137",
19     "3850-111",
20     "3850-064",
21     "3850-050",
22     "3850-037",
23     "3850-082",
24     "3850-045",
25     "3850-298"
26   ]
27 }

```

Figura 84 - Aspeto do ficheiro JSON utilizado para obter os diferentes códigos postais de diferentes zonas de Portugal.

Com a clínica selecionada, o utilizador agora deve escolher o paciente que se encontra a tratar. Quando entra na clínica é apresentada uma lista dos pacientes já existentes e que frequentam aquele estabelecimento (Figura 85). O utilizador pode selecionar o paciente, caso o seu perfil se apresente na lista, caso contrário pode adicionar o perfil desse paciente, caso já tenha sido criado em alguma outra clínica na aplicação (Figura 86), podendo filtrar a sua pesquisa por primeiro ou último nome ou contacto telefónico, ou ainda criar o perfil do paciente do zero, utilizando o seu nome, contacto telefónico, data de nascimento e seleção da sua dentição (Figura 87).

O paciente adicionado à clínica pode ser eliminado da mesma, no caso de já não a frequentar, por exemplo. No entanto, não é eliminado da base de dados, de forma a possibilitar a sua adição a outras clínicas sem a inserção das informações do paciente do zero, e manter o registo do histórico dos *scans* já realizados aos seus dentes.

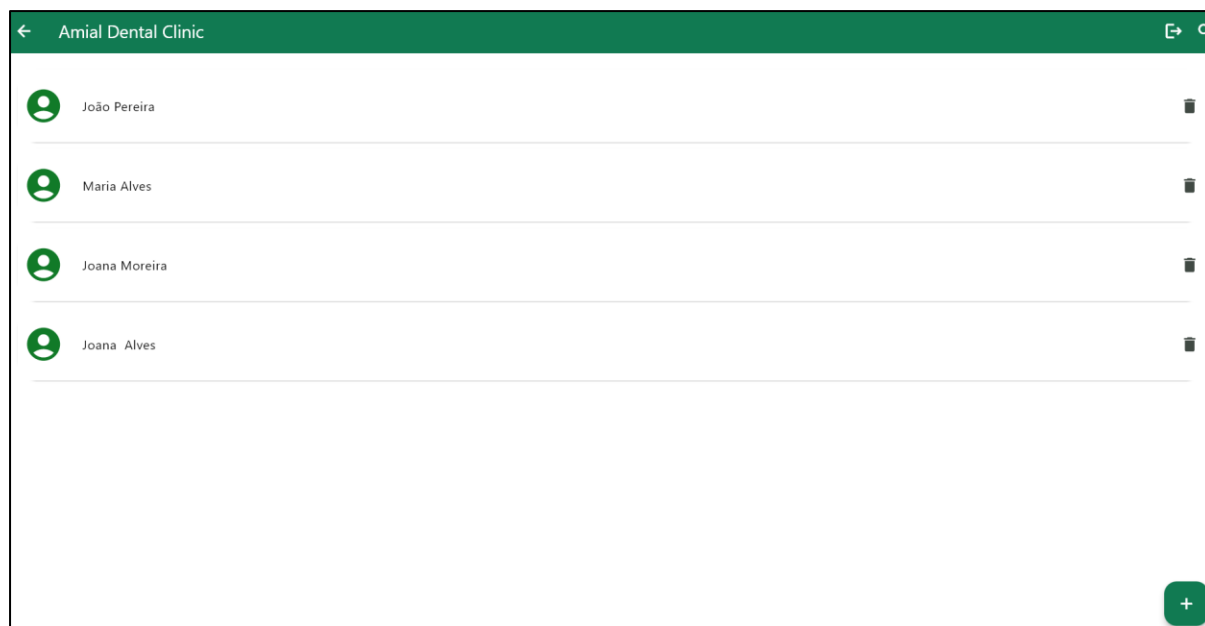


Figura 85 - Página que lista os pacientes existentes na clínica selecionada.

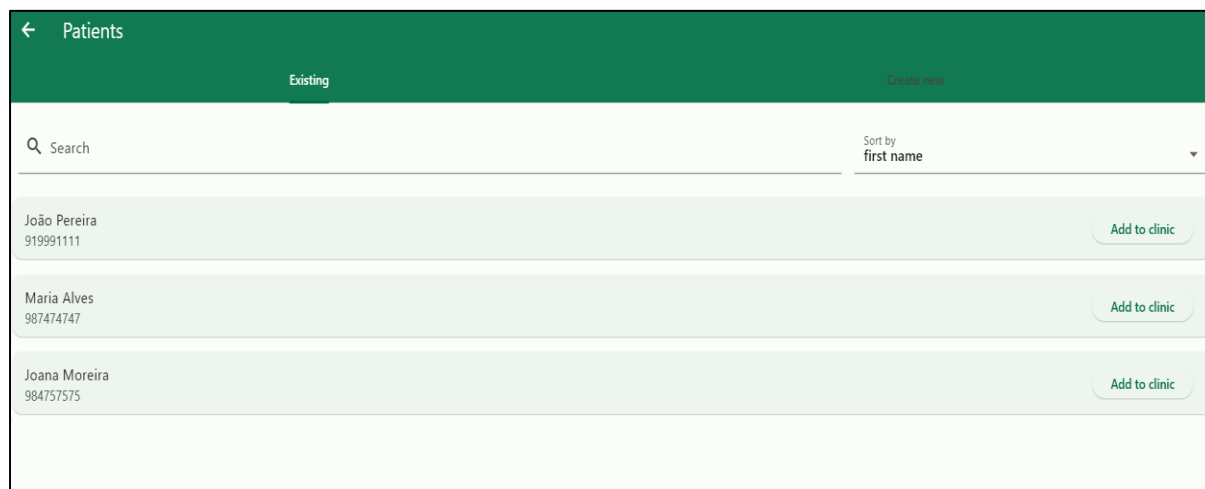


Figura 86 - Página de adição de um paciente existente à clínica atual.

Figura 87 - Página de adição de um novo paciente à clínica.

Com o paciente criado e/ou selecionado é possível iniciar um novo *scan*, ver o histórico dos *scans* já realizados, ter acesso à informação do paciente, e editá-la se necessário, e à dentição do paciente, e fazer as alterações necessárias (Figura 88).

Atualmente, a aplicação permite a seleção de apenas um tipo de dentição de cada vez. No caso da existência de dentição mista, devem ser implementadas alterações futuras que permitam a seleção de ambas as dentições, seguida da classificação de cada dente como presente ou ausente, conforme a situação específica do paciente. No modo atual, é possível definir a dentição mista através da classificação de cada dente individualmente e, em seguida, alternando o odontograma para definir os dentes como presentes ou ausentes nessa segunda dentição. Contudo, a aplicação não permite visualizar as duas dentições simultaneamente, sendo necessário alternar entre elas para verificar o estado atual do paciente com dentição mista.

Figura 88 - Página associada ao paciente escolhido.

Na secção do *scan* é possível realizar um *scan* individual ou um *scan* automático. No *scan* individual, o dentista pode seleccionar o dente que pretende fazer o *scan* (Figura 89). Se quiser fazer o *scan* de todos os dentes, o dentista deve optar pelo *scan* automático.

No *scan* individual, o dentista selecciona o dente que pretende fazer o *scan* e é exibida uma página que mostra os dispositivos disponíveis para conexão com a aplicação, apresentando o IP do dispositivo desenvolvido. O dentista deve seleccionar este dispositivo para iniciar o *scan* (Figura 90). No *scan* automático, o dentista só necessita de seleccionar essa opção para surgir a página de conexão ao dispositivo dentário.

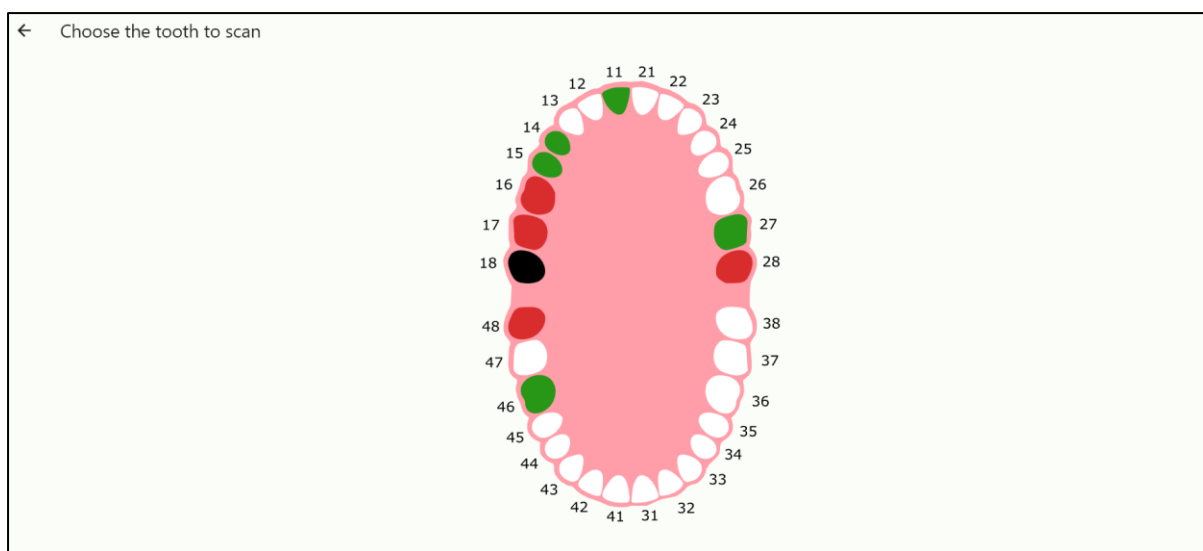


Figura 89 - Página de scan individual.



Figura 90 - Página de conexão ao dispositivo dentário desenvolvido.

Selecionado o *scan* e conectado o dispositivo, a aplicação aguarda dados enquanto o dentista não pressiona o botão no dispositivo dentário para iniciar o *scan* (Figura 91 (A)).

Quando o dentista pressiona o botão, os dados começam a ser recolhidos e são mostrados tanto no *display* como na aplicação, em tempo real (Figura 91 (B)).

Quando o dentista volta a pressionar o botão, o *scan* termina e os dados são guardados (Figura 91 (C)).

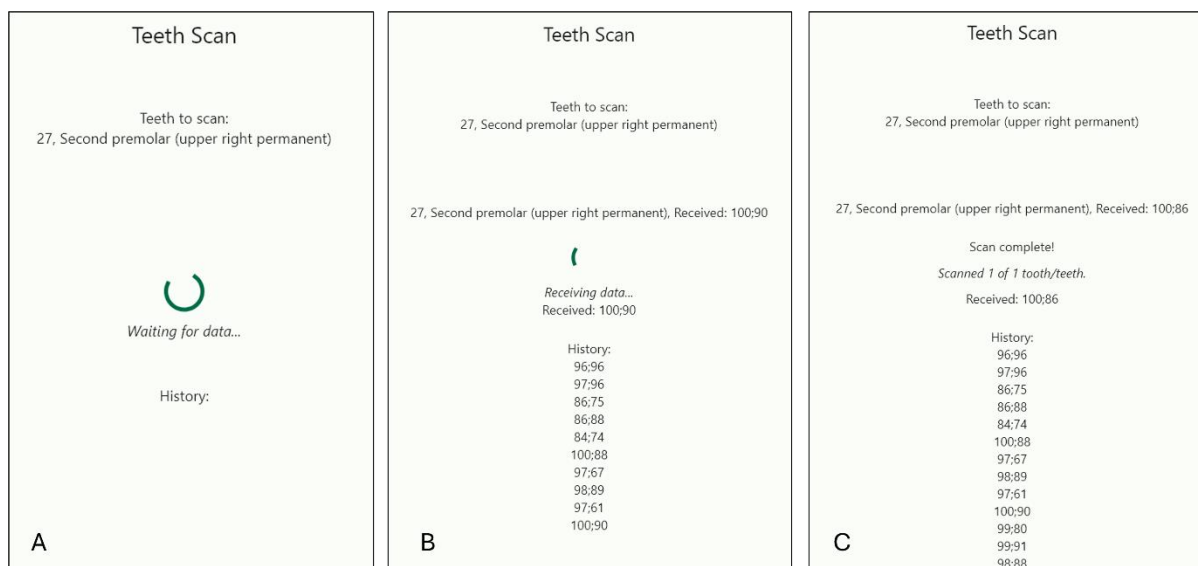


Figura 91 – Sequência de páginas durante a recolha de dados na realização de uma avaliação.

No *scan* automático, o processo começa num determinado dente e procede sequencialmente ao longo de todos os dentes existentes na direção dos ponteiros do relógio. À medida que os níveis de SpO2 dos dentes são recolhidos, a aplicação indica, em tempo real, o dente em que está a ser realizado o *scan*. A mudança de dente é controlada pelo clique no botão do dispositivo equipado com os sensores, assumindo todos os dentes definidos como “presentes” (Figura 92).

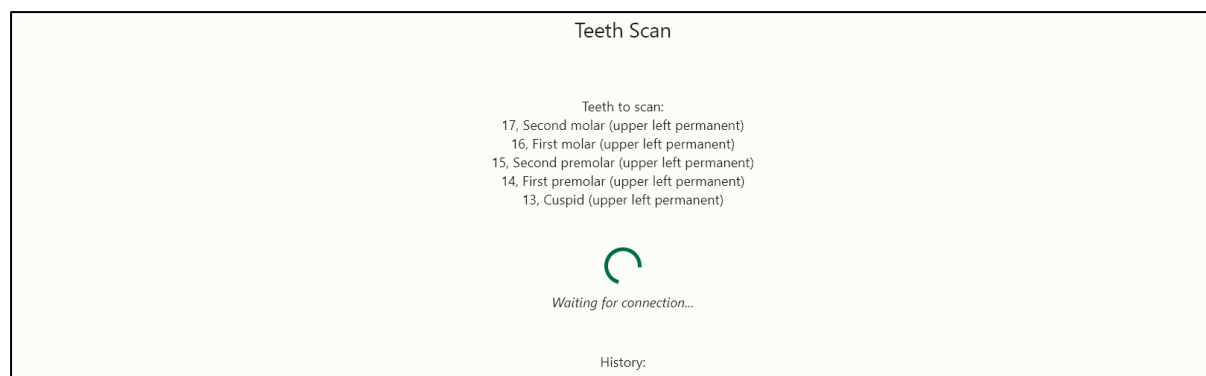


Figura 92 - Página de *scan* automático, com listagem dos dentes em que vão ser recolhidos os dados de SpO2.

Feitos os *scans* é possível ter acesso aos dados na página do histórico do paciente. Aqui é apresentada a cor de cada dente corresponde à sua vitalidade, sendo vermelho para “não vital” e verde para “vital” (Figura 93).

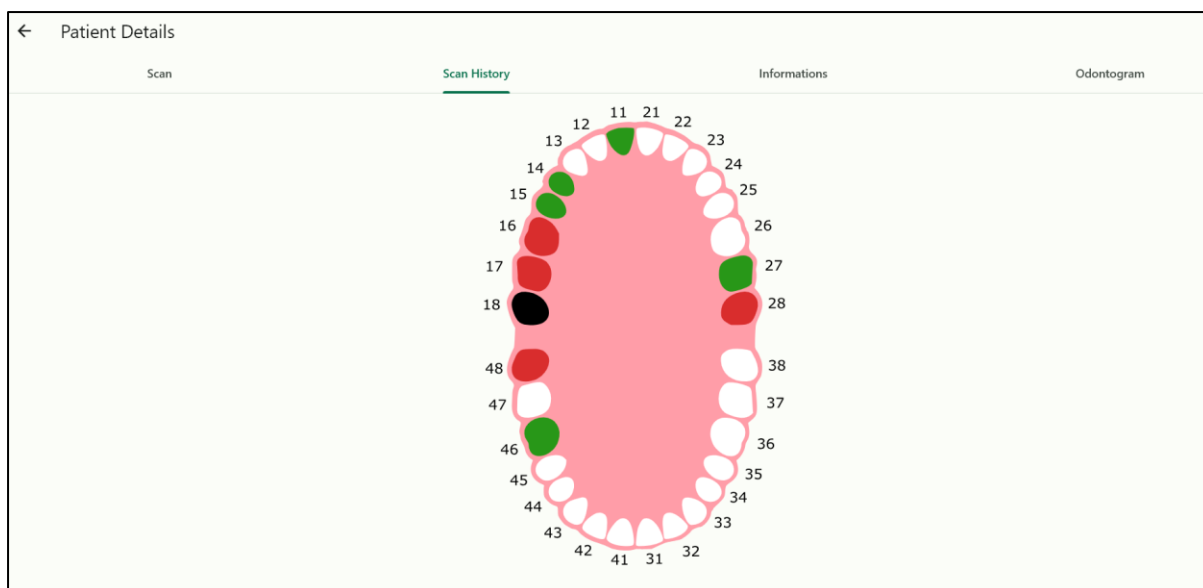


Figura 93 - Página esquemática do histórico da vitalidade dos dentes do paciente.

Ao selecionar cada dente individualmente é apresentado o histórico dos *scans* efetuados ao longo do tempo, nomeadamente a data e clínica em que foram realizados, o dentista que os realizou e a média de cada sensor (Figura 94). A seleção de determinado *scan* permite observar os valores de SpO2 recolhidos individualmente (Figura 95).



Figura 94 - Apresentação do histórico de scans do dente 17 do paciente.



Figura 95 - Histórico detalhado dos valores de SpO2 recolhidos durante um scan para o dente 17.

Uma análise errada, por parte da aplicação, relativamente à vitalidade dos dentes, pode ser alterada tendo em atenção o histórico detalhado destes valores. Na edição do odontograma, o dentista pode seleccionar o dente e alterar o seu estado de vitalidade e a sua presença ou ausência. Este último ponto é importante quando temos em causa uma criança com dentição decídua em que o dente sai e é necessário defini-lo como “ausente”, por exemplo (Figura 96).

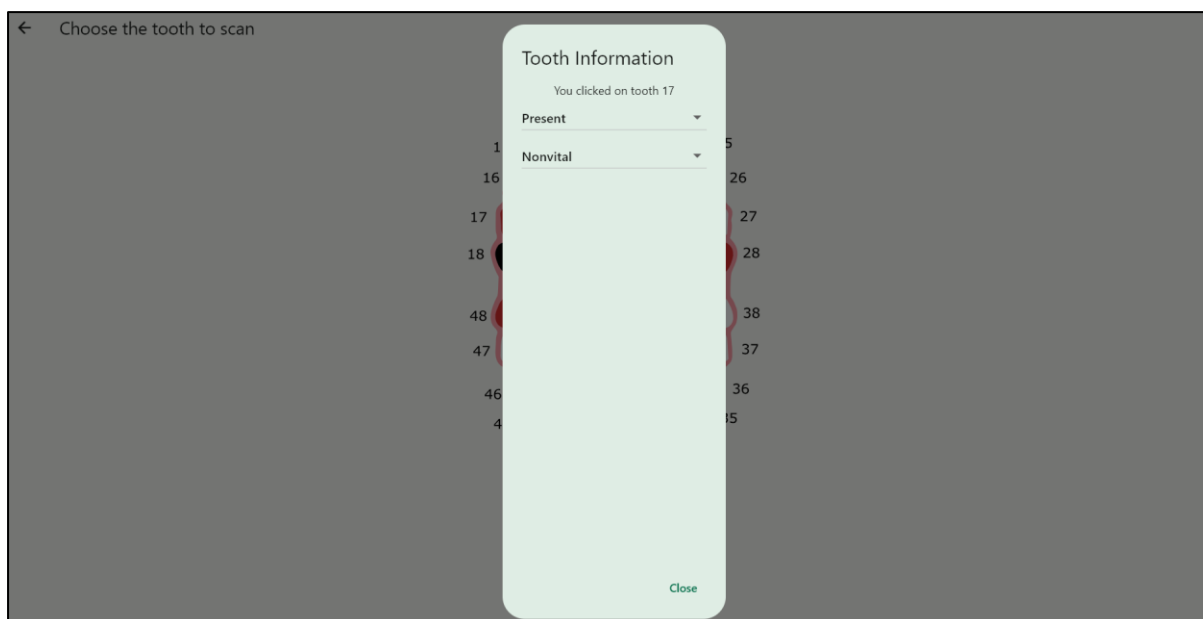


Figura 96 - Página de edição do dente 17.

Além disso, quando a criança começar a ter dentes permanentes, é possível mudar a dentição e definir os dentes presentes e ausentes, mais uma vez.

Por fim, a aplicação permite ainda verificar e editar as informações do paciente, e informar da data do último scan e o número de scans realizados (Figura 97).

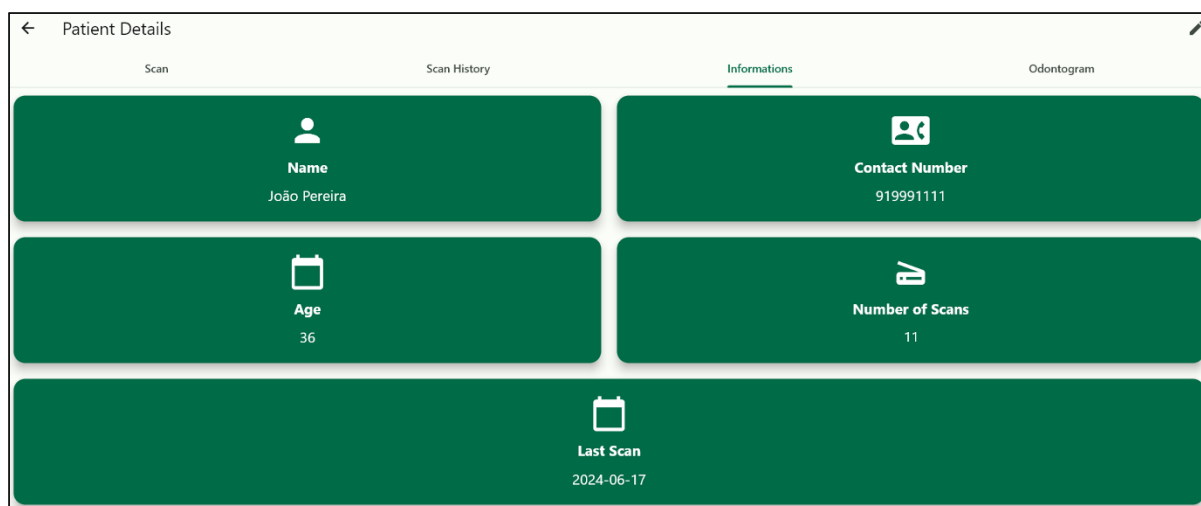


Figura 97 - Página de informações do paciente.

Quando o utilizador já não pretender continuar a utilizar a aplicação pode fazer *logout* e fechá-la.

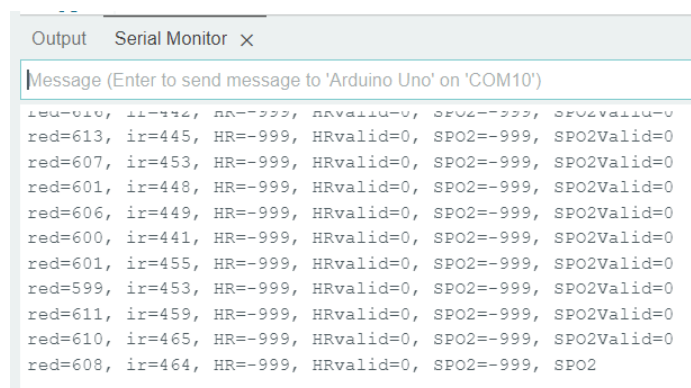
Capítulo 6

Resultados

Neste capítulo são apresentados os resultados, desde os testes iniciais do sistema até as avaliações mais recentes. A fase de desenvolvimento anterior permitiu a montagem do sistema eletrónico, acompanhado da programação adequada dos componentes eletrónicos necessários, a elaboração do *design* e a impressão tridimensional do instrumento odontológico em questão, além do desenvolvimento da aplicação que comunica com o dispositivo.

6.1 Resultados preliminares com primeiro protótipo

Num primeiro teste, com a implementação do primeiro código mencionado anteriormente (Figura 41) e a montagem do oxímetro com o arduino, os dados recolhidos foram apresentados numa interface no computador. Inicialmente, foi realizado um teste no dedo indicador de um indivíduo saudável do sexo feminino, de 22 anos, de forma a verificar a precisão da medição da oximetria. Com os resultados verificou-se que, quando não há sinal de oxigénio detetado, o valor de SpO2 exibido é considerado inválido, resultando na atribuição do valor zero à variável 'SPO2Valid' (conforme ilustrado na Figura 98).



```
Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM10')
red=610, ir=442, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=613, ir=445, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=607, ir=453, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=601, ir=448, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=606, ir=449, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=600, ir=441, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=601, ir=455, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=599, ir=453, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=611, ir=459, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=610, ir=465, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2Valid=0
red=608, ir=464, HR=-999, HRvalid=0, SPO2=-999, SPO2
```

Figura 98 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando não existe contacto com o dedo do indivíduo.

Por outro lado, quando é aproximado o dedo, é obtido um valor válido de SpO2, resultando na atribuição do valor 1 à variável correspondente.

```

Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM10')
red=27103, ir=23013, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27135, ir=23579, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27097, ir=23537, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27226, ir=23629, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27313, ir=23731, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27277, ir=23644, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27606, ir=23953, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27437, ir=23811, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27342, ir=23700, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27189, ir=23550, HR=150, HRvalid=1, SPO2=87, SPO2Valid=1
red=27016, ir=23394, HR=107, HRvalid=1, SPO2=89, SPO2Valid=1

```

Figura 99 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando em contacto com o dedo do indivíduo.

Adicionalmente, o oxímetro foi testado no dente incisivo central superior do mesmo indivíduo, num ambiente isento de luz de forma a evitar interferências nas medições das luzes vermelha e infravermelha, dado o oxímetro ainda não estar protegido por nenhum material durante esses testes. Os valores obtidos estão detalhados na Figura 100.

```

Output Serial Monitor x
Message (Enter to send message to 'Arduino Uno' on 'COM10')
red=32207, ir=25270, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=33210, ir=25603, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=32174, ir=24713, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=28636, ir=22116, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=27298, ir=21905, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=27973, ir=23136, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=28674, ir=23350, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=29780, ir=24887, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=29970, ir=25327, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=29149, ir=24376, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1
red=28565, ir=24451, HR=100, HRvalid=1, SPO2=96, SPO2Valid=1

```

Figura 100 - Medição do nível de SpO2 e frequência cardíaca quando em contacto com o dente incisivo central superior.

No entanto, durante as medições, estes valores apresentaram oscilações consideráveis. Estas oscilações podem estar associadas a diversos fatores, como o movimento do dedo indicador ou oxímetro durante a medição, sendo necessário mantê-lo imóvel e estável para obter leituras mais precisas. Além disso, o ruído elétrico ou interferência eletromagnética provenientes da presença de dispositivos eletrônicos próximos, fios elétricos ou campos magnéticos também podem afetar a precisão das medições.

Dado a saturação do nível de SpO2 ser medida em percentagem, os valores demonstrados na variável 'SPO2' podem variar de 0 a 100%.

Os valores considerados normais para a saturação de oxigénio de uma pessoa podem variar dependendo do contexto clínico e da faixa etária. No entanto, em condições de saúde geral, uma pessoa saudável deve apresentar um nível de saturação entre 96 e 100% consistentemente. Para indivíduos com doenças respiratórias leves, a SpO2 deve ser de 90% ou superior. Valores abaixo de 90% são considerados baixos e podem indicar uma condição de hipoxemia, que é uma condição em que a pressão parcial de oxigénio no sangue está anormalmente baixa. Valores abaixo de 80% são considerados críticos e requerem atenção médica imediata [127].

No caso específico dos dentes, os valores de saturação de oxigénio correspondentes a dentes vitais e saudáveis podem variar de 70 a 99%, para diferentes faixas etárias e diferentes grupos de dentes [127].

Tendo por base estes valores é possível confirmar os níveis de oximetria obtidos no dedo indicador do indivíduo testado (ilustrados na Figura 99), uma vez que, apesar de abaixo do intervalo considerado saudável, vai aproximadamente de encontro ao esperado dado que o indivíduo apresenta apontamentos clínicos de má circulação nos dedos dos membros superiores. Além disso, os valores de luz infravermelha são inferiores aos da luz vermelha, verificando-se um nível de oximetria válido.

No entanto, quando verificámos detalhadamente os valores de frequência cardíaca obtidos, apesar da sua irrelevância para este trabalho, estes não se apresentam dentro de um intervalo de valores considerado “normal” para um indivíduo saudável em repouso (entre 60 e 100 bpm) [128]. Estes resultados indicam a possibilidade de existirem erros ou imprecisões na recolha da quantidade de luz vermelha e IV refletida, possivelmente devido a interferências do meio ambiente. Essas interferências podem impactar também os resultados de SpO₂, explicando assim outra possível causa para os valores de oximetria obtidos no dedo, que estão na faixa dos 87%.

Ao observar os dados fornecidos no “*Serial Monitor*” são obtidos os valores da intensidade da luz vermelha e infravermelha medidos, os quais são utilizados para calcular o nível de saturação de oxigénio. Os valores da intensidade da luz vermelha e infravermelha podem variar dependendo de fatores como a circulação sanguínea, espessura do tecido (ou, neste caso, do dente) e a posição do sensor.

Em condições normais a intensidade da luz vermelha refletida deve ser maior que a da luz infravermelha, uma vez que a hemoglobina oxigenada absorve mais luz infravermelha do que a hemoglobina desoxigenada. A diferença entre esses valores é utilizada pelo oxímetro para calcular a saturação de oxigénio.

Desta forma, é esperado obter uma maior quantidade de luz vermelha do que infravermelha, indicando uma maior presença de hemoglobina oxigenada, uma vez que a relação entre a quantidade de luz infravermelha refletida e a quantidade de oxigénio presente é inversa.

No entanto, ao observar a Figura 98, na qual o oxímetro não estava em contacto com nenhum tecido, é possível verificar que os valores de intensidade da luz infravermelha são inferiores ao da luz vermelha, ao contrário do que seria de esperar. Este resultado explica-se pela presença de luz no meio ambiente. Na ausência de um corpo no qual a luz possa sofrer reflexão (como o dedo ou o dente), o oxímetro não avalia se esse corpo contém oxigénio ou não, porque não há corpo. Uma forma mais precisa de realizar este teste seria utilizando um corpo sem fluxo sanguíneo para medir a reflexão das luzes vermelha e IV, onde se verificaria um valor de luz vermelha refletida mais baixo que o valor de luz IV. Porém, além desses valores, é importante realçar que é fornecido um valor inválido para o SpO₂, tal como deveria.

6.2 Resultados laboratoriais com segundo protótipo

Numa segunda fase, foi feita a implementação do segundo código desenvolvido (Figura 42 e Figura 43) e do sistema montado para o segundo protótipo (Figura 36).

Antes de testar o código mencionado, foi realizado um teste utilizando um segundo código auxiliar, que permitiu confirmar se os dois oxímetros estavam implementados em barramentos diferentes. Os resultados obtidos, conforme mostrados na Figura 101, confirmaram a presença de dois componentes com o mesmo endereço (0 × 57) em barramentos distintos, correspondentes aos oxímetros. Adicionalmente, foram identificados mais dois endereços correspondentes ao display (0 × 3C) e ao medidor de carga da bateria MAX17048 (0 × 36) [76], [80], [83].

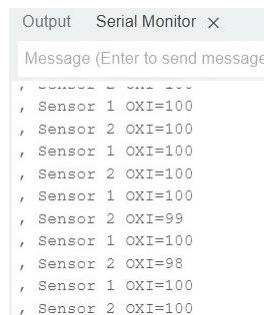
O ESP32, por si só, não possui um endereço I2C fixo, pois não é um dispositivo I2C periférico. Em vez disso, o ESP32 é o mestre no barramento I2C, comunicando com dispositivos escravos que estão conectados a ele.

```
Default port (Wire) I2C scan: 0x36, 0x3C, 0x57,
Secondary port (Wire1) I2C scan: 0x57,

Default port (Wire) I2C scan: 0x36, 0x3C, 0x57,
Secondary port (Wire1) I2C scan: 0x57,
```

Figura 101 – Identificação dos endereços I2C dos componentes conectados ao ESP32.

Em seguida procedeu-se à execução do código desenvolvido para o sistema montado, que mostra os valores de SpO2 medidos em dois dedos de um indivíduo do sexo masculino de 51 anos, no *Serial Monitor* do Arduino IDE e no *display*. Os resultados observados estão representados na Figura 102 e Figura 103.



```
Output Serial Monitor X
Message (Enter to send message)

/ Sensor 1 OXI=100
/ Sensor 2 OXI=100
/ Sensor 1 OXI=100
/ Sensor 2 OXI=100
/ Sensor 1 OXI=100
/ Sensor 2 OXI=99
/ Sensor 1 OXI=100
/ Sensor 2 OXI=98
/ Sensor 1 OXI=100
/ Sensor 2 OXI=100
```

Figura 102 - Valores de SpO2 medidos nos dois sensores mostrados no *Serial Monitor*.



Figura 103 - Valores de SpO2 medidos nos dois sensores exibidos no *display* da montagem eletrônica do protótipo.

Para a execução do código é necessário que a bateria esteja ligada ao ESP32, acendendo um LED vermelho [PWR] que indica essa ligação.

Com base nos resultados obtidos, foi possível confirmar o correto funcionamento do código, evidenciando valores semelhantes nos dois sensores, apesar de terem sido medidos em dedos diferentes. As variações verificadas ao longo do tempo, no mesmo sensor, podem ser justificadas pela ausência de um invólucro adequado nos sensores, de forma a permitir o seu isolamento elétrico e ótico. Adicionalmente, ligeiros movimentos dos dedos do indivíduo durante a recolha dos dados de oximetria podem afetar também a precisão da medição. Estas limitações seriam minimizadas com a incorporação do instrumento tridimensional impresso de acordo com a técnica de impressão 3D selecionada, como mencionado no Capítulo 4, e a implementação do sistema elétrico dentro do mesmo. Essa abordagem proporcionaria uma fixação mais estável dos sensores, melhorando o seu isolamento e, consequentemente a precisão das leituras. No entanto, nesta fase de desenvolvimento, essa etapa ainda não tinha sido atingida, pelo que os resultados são relativos a um sistema ainda não integrado em qualquer dispositivo físico impressos.

Deste modo, o próximo passo passou por incorporar o circuito eletrónico na nova impressão 3D do instrumento e realizar testes para validar estas medições em diferentes contextos, nomeadamente nos dentes.

De forma semelhante aos testes realizados com o primeiro protótipo, foi feito um novo teste posteriormente, testando a medição dos níveis de SpO2 agora no dente incisivo central superior de um indivíduo do sexo feminino de 22 anos, tendo sido obtido um resultado de 98%, presente na Figura 104.

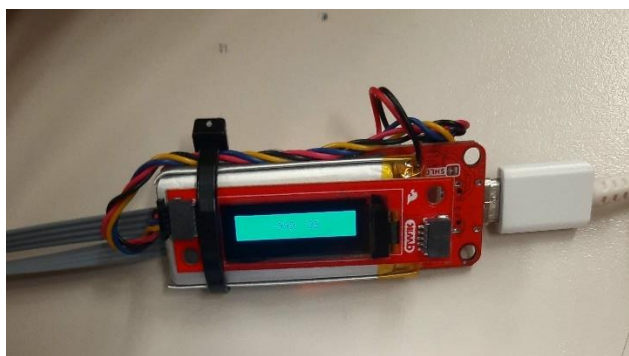


Figura 104 - Valores de SpO2 medidos no dente incisivo central superior utilizando um dos sensores do sistema montado.

Nesta medição foi utilizado apenas um dos sensores devido às dificuldades práticas associadas ao posicionamento simultâneo dos dois sensores, na parte anterior e posterior do dente, sem a utilização do instrumento físico e a implementação dos componentes no mesmo, que, por sua vez, iria permitir uma fixação mais exata e facilitada. No entanto, os resultados obtidos foram positivos, revelando uma leitura de SpO2 de 98% para o sensor que estava a realizar a medição (dado o outro sensor não estar a ser utilizado, resultou num valor inválido).

Estes resultados são encorajadores, pois confirmam que os comprimentos de onda das luzes vermelha e IV emitidos por este sensor permitem medir a SpO2 na polpa dentária. Esta confirmação é essencial para o avanço dos testes e aperfeiçoamento do dispositivo, uma vez que, dado o esmalte e a dentina serem camadas duras, poderiam não permitir a penetração adequada da luz, podendo interferir nas medições realizadas, o que não se verificou. No entanto, é fundamental ressaltar que a confirmação definitiva dessa possibilidade de ausência de interferência só será possível após a realização de testes clínicos apropriados, a realizar futuramente, uma vez que a medição da SpO2 na polpa dentária depende de características específicas do dente, bem como os desafios associados à sua estrutura e composição.

Por fim, com o intuito de validar, mais uma vez, a precisão dos valores obtidos pelos sensores de oximetria utilizados, procedeu-se à comparação dos resultados de SpO2 recolhidos por esses sensores, com as leituras de um oxímetro comercial, com uma precisão de medição entre $\pm 2\%$ e $\pm 3\%$ [129]. Os resultados são visíveis na Figura 105.



Figura 105 – Leitura dos valores de SpO2 com os sensores do sistema do protótipo em causa e com o oxímetro de dedo comercial.

Uma vez mais, os resultados mostraram-se concisos e semelhantes, apresentando valores de SpO2 iguais, ou muito próximos, mesmo quando medidos em dispositivos diferentes. No entanto, é importante referir que, na utilização do oxímetro comercial, o indivíduo podia movimentar-se à vontade e estar exposto a qualquer luminosidade ambiente, e os valores não se mostravam alterados, ao contrário do que se verificou com o sensor utilizado no sistema montado, que se mostrou bastante sensível ao movimento e a qualquer alteração no nível da luminosidade.

6.3 Resultados laboratoriais com protótipo mais recente

Finalmente, com a versão mais recente do dispositivo desenvolvida, procedeu-se a mais uma série de testes a fim de avaliar a viabilidade do instrumento na determinação da vitalidade dentária.

Inicialmente, foi realizado um primeiro teste num indivíduo de 22 anos, em ambiente clínico supervisionado por uma médica dentista. O dispositivo foi submetido a desinfecção e testado em diferentes tipos de dentes, permitindo validar a sua utilização na avaliação de dentes em várias localizações. Além disso, o seu *design* foi aprovado pela médica, que destacou a sua ergonomia, facilidade de manuseamento e conforto para uso por dentistas.

Posteriormente, foram feitas recolhas de valores em alguns indivíduos, de forma a testar a aplicação desenvolvida, o armazenamento dos dados e obter o *feedback* dos pacientes relativamente ao nível de conforto de utilização do dispositivo. Com estes testes foi possível retirar algumas conclusões acerca do posicionamento dos sensores que, apesar de possibilitarem o alcance a todos os dentes e a sua colocação no dente desejado, em dentes mais pequenos torna-se complicada a sua centralização. Na Figura 106 é possível observar o posicionamento do dispositivo odontológico durante a realização de um teste, nomeadamente no dente (A) incisivo central superior, (B) primeiro molar superior, (C) incisivo central inferior e (D) primeiro molar inferior.

Além disso, apesar da utilização do dispositivo não provocar qualquer dor no paciente, o seu tamanho não é o mais confortável durante o acesso a dentes posteriores, como os molares, e a placa envolvente do sensor dificulta a visualização precisa do seu posicionamento no dente, podendo, em

algumas situações, estar ligeiramente em contacto com a gengiva sem que o dentista se aperceba, podendo resultar em avaliações falso-positivas.

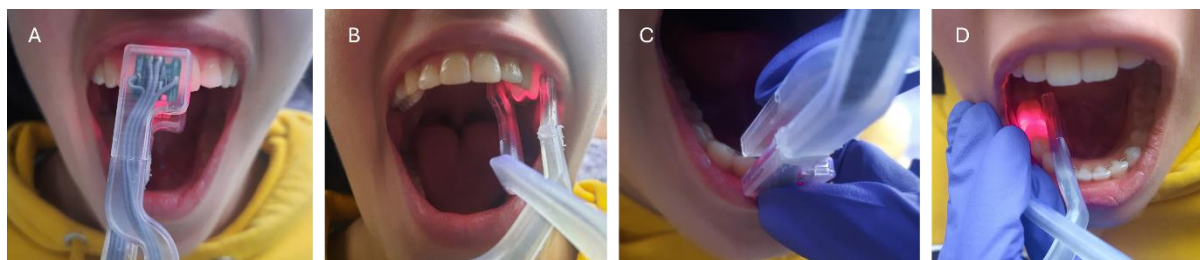


Figura 106 – Teste de avaliação da vitalidade dentária com o dispositivo odontológico desenvolvido, testado em diferentes posições.

Relativamente aos valores recolhidos, estes mostraram uma considerável variabilidade, não se mantendo consistentes dentro de um certo intervalo de valores, uma vez que, num momento foram apresentados valores na faixa dos 92% e, no momento seguinte, apresentava valores na faixa dos 54%, por exemplo (Figura 107). Estas instabilidades foram observadas em diversos dentes, com casos de resultados inicialmente estáveis num dente, seguidos de inconsistências em outro.



Figura 107 – Histórico de alguns valores recolhidos durante um teste realizado no dente incisivo central superior.

Estas variações estão maioritariamente associadas a fatores como a luz ambiente, que afeta os sensores utilizados e, consequentemente, os resultados de SpO₂. Em ambiente clínico existe sempre uma grande quantidade de luz ambiente direcionada para o paciente. No caso de o sensor não ser extremamente bem isolado desta luz, ao contrário do que acontece no caso dos oxímetros comerciais, os seus resultados irão ser afetados.

Apesar da tentativa de minimizar o impacto da luz ambiente durante o desenvolvimento do *design* do dispositivo, verifica-se que não foi suficiente. No entanto, devido à localização do corpo a realizar as medições ser na cavidade bucal, torna bastante difícil a implementação de um invólucro no sensor de oximetria, como se verifica nos oxímetros comerciais.

Além disso, o sensor utilizado é bastante sensível ao movimento, como se verificou em testes anteriores nos dedos, podendo estar na origem da variabilidade dos valores obtidos. Durante a recolha

dos níveis de SpO2 nos dentes é inevitável qualquer pequeno movimento por parte do dentista, enquanto segura o dispositivo, ou por parte do paciente. Apesar do desenvolvimento de um *design* do instrumento com a implementação de um sistema de pinça invertida, de forma a proporcionar essa força de fixação no dente, essa solução não se mostrou suficiente. Desta forma, seria necessário desenvolver um novo mecanismo de fixação que aplique uma maior pressão e mantenha os sensores mais estáveis junto ao dente ou ao tecido onde está a fazer as medições. Consequentemente, estes pequenos movimentos seriam minimizados e os resultados seriam mais precisos.

Durante a utilização da aplicação, a determinação da vitalidade do dente tem como base a média dos resultados de SpO2 recolhidos durante a realização do *scan*. Se a média de pelo menos um dos sensores (devido ao seu posicionamento) for um valor ≥ 70 , o dente é considerado vital, caso contrário, o dente é avaliado como não vital. Esta metodologia foi assim definida uma vez que, dependendo do dente em que está a ser realizado o teste, apenas um dos sensores será efetivamente importante para a avaliação da vitalidade dentária. A implementação de dois sensores no dispositivo está relacionada com a possibilidade que este oferece de se adaptar a todos os dentes, em qualquer posição e com qualquer morfologia, sem a necessidade de implementar mecanismos de rotação nas extremidades que contêm os sensores, e não com a necessidade de ter em consideração os valores recolhidos pelos dois sensores para a determinação da vitalidade do dente. Assim, os valores utilizados para esta avaliação serão os do sensor em contacto com a zona externa do dente, que corresponde à zona mais lisa e que facilita um contacto mais direto, podendo ser mais fácil, para o dente X, a utilização do sensor A, enquanto para o dente Y, o sensor B pode ser mais apropriado.

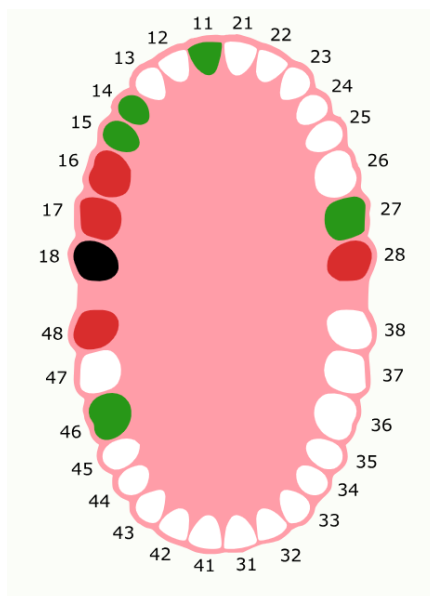
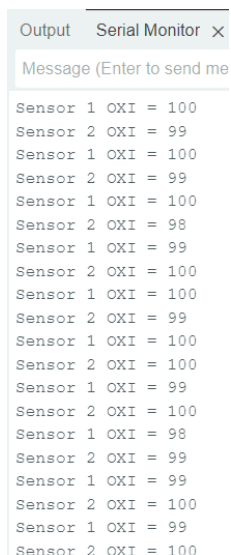


Figura 108 - Odontograma com a representação da vitalidade de alguns dentes de um paciente na aplicação.

Adicionalmente, é importante mencionar que, na aplicação, é calculada a média dos níveis de SpO2 para cada sensor de forma a aproveitar todos os valores válidos recolhidos e promover a precisão dos resultados. Este cálculo é realizado tendo em conta todos os valores recolhidos com exceção dos valores inválidos, que representam a má recolha por parte do sensor devido a maus posicionamentos ou outros fatores.

Ainda com o objetivo de explorar melhor a questão da influência da luz ambiente, os sensores foram testados, mais uma vez, no dedo indicador, por ser um tecido de fácil acesso e sem camadas mais grossas, como o esmalte, que dificultam a medição. Neste teste foi utilizada fita isolante para fixação do sensor no dedo, de forma a minimizar ao máximo qualquer interferência de luz externa e movimentos entre os corpos.

Esta abordagem resultou em valores mais estáveis, reduzindo consideravelmente as oscilações observadas anteriormente, permitindo confirmar a hipótese de que a luz ambiente e o movimento impactam significativamente as medições feitas com estes sensores. Os valores apresentados na Figura 109 são mostrados no *Serial Monitor* do Arduino IDE, uma vez que, não estando a realizar testes em dentes de pacientes, não foi utilizada a aplicação para guardar estes valores na sua base de dados.



```

Sensor 1 OXI = 100
Sensor 2 OXI = 99
Sensor 1 OXI = 100
Sensor 2 OXI = 99
Sensor 1 OXI = 100
Sensor 2 OXI = 98
Sensor 1 OXI = 99
Sensor 2 OXI = 100
Sensor 1 OXI = 100
Sensor 2 OXI = 99
Sensor 1 OXI = 100
Sensor 2 OXI = 100
Sensor 1 OXI = 99
Sensor 2 OXI = 100
Sensor 1 OXI = 98
Sensor 2 OXI = 99
Sensor 1 OXI = 99
Sensor 2 OXI = 100
Sensor 1 OXI = 99
Sensor 2 OXI = 100

```

Figura 109 - Valores de SpO2 obtidos com o instrumento odontológico durante a medição no dedo com fita isolante.

O dispositivo foi ainda submetido a testes em diferentes ambientes com diferentes intensidades luminosas. Durante esses testes, foram feitas alterações nos parâmetros do sensor no código desenvolvido, verificando que, dependendo do local onde as medições eram realizadas, os *settings* do sensor precisavam de ser ajustados de forma a permitir obter resultados mais precisos. No entanto, esta abordagem é pouco prática, uma vez que exige a modificação do código todas as vezes que o dispositivo é utilizado em ambientes diferentes.

Assim, em ambientes com alta luminosidade, por exemplo, a sensibilidade do sensor deve ser reduzida para evitar a saturação do sensor, que ocorre quando a quantidade de luz recebida excede a capacidade do sensor de medi-la com precisão, isto é, o sensor recebe mais luz do que a que pode converter num sinal digital utilizável. Por outro lado, em ambientes com baixa luminosidade, a sensibilidade deve ser aumentada para captar sinais mais fracos.

De forma a comprovar a influência da variação destes parâmetros na precisão dos resultados obtidos, foi realizada uma experiência de validação laboratorial, que consistiu na alteração da frequência de amostragem, iniciando com valores padrão mais baixos de 100 Hz e aumentando sucessivamente para 400, 1000 e 3200 Hz, respetivamente. A Figura 110 e Figura 111 mostram os parâmetros utilizados e os valores obtidos para o SpO2 durante estes testes.

```

byte ledBrightness = 60;
byte sampleAverage = 4;
byte ledMode = 2;
byte sampleRate = 100;
int pulsewidth = 411;
int adcRange = 16384;

```

Figura 110 - Settings iniciais para a realização do primeiro teste.

Output	Serial Monitor	Output	Serial Monitor	Output	Serial Monitor	Output	Serial Monitor
Message (Enter to send me	×	Message (Enter to send me	×	Message (Enter to send mess	×	Message (Enter to send mes	×
Sensor 1 OXI = 70		Sensor 1 OXI = 94		Sensor 1 OXI = 98		Sensor 1 OXI = 100	
Sensor 2 OXI = 96		Sensor 2 OXI = 96		Sensor 2 OXI = 97		Sensor 2 OXI = 96	
Sensor 1 OXI = 79		Sensor 1 OXI = 95		Sensor 1 OXI = 89		Sensor 1 OXI = 42	
Sensor 2 OXI = 50		Sensor 2 OXI = 99		Sensor 2 OXI = 100		Sensor 2 OXI = 84	
Sensor 1 OXI = 96		Sensor 1 OXI = 95		Sensor 1 OXI = -999		Sensor 1 OXI = -999	
Sensor 2 OXI = 84		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = 53	
Sensor 1 OXI = 64		Sensor 1 OXI = 97		Sensor 1 OXI = 91		Sensor 1 OXI = 91	
Sensor 2 OXI = 93		Sensor 2 OXI = 98		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = 78	
Sensor 1 OXI = 53		Sensor 1 OXI = 84		Sensor 1 OXI = -999		Sensor 1 OXI = -999	
Sensor 2 OXI = 98		Sensor 2 OXI = 98		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = -999	
Sensor 1 OXI = 100		Sensor 1 OXI = 96		Sensor 1 OXI = 95		Sensor 1 OXI = 28	
Sensor 2 OXI = 97		Sensor 2 OXI = 99		Sensor 2 OXI = 73		Sensor 2 OXI = 89	
Sensor 1 OXI = 99		Sensor 1 OXI = 87		Sensor 1 OXI = 40		Sensor 1 OXI = 96	
Sensor 2 OXI = 83		Sensor 2 OXI = 99		Sensor 2 OXI = 79		Sensor 2 OXI = 92	
Sensor 1 OXI = -999		Sensor 1 OXI = 96		Sensor 1 OXI = 89		Sensor 1 OXI = 80	
Sensor 2 OXI = 100		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = 47		Sensor 2 OXI = 45	
Sensor 1 OXI = 95		Sensor 1 OXI = 96		Sensor 1 OXI = 98		Sensor 1 OXI = 98	
Sensor 2 OXI = 84		Sensor 2 OXI = 100		Sensor 2 OXI = -999		Sensor 2 OXI = -999	
Sensor 1 OXI = 100		Sensor 1 OXI = 98		Sensor 1 OXI = 96		Sensor 1 OXI = -999	
Sensor 2 OXI = 80		Sensor 2 OXI = 99		Sensor 2 OXI = 89		Sensor 2 OXI = 10	

Figura 111 - Resultados de SpO2 realizados no dedo indicador e obtidos com a variação da frequência de amostragem.

Os resultados obtidos permitiram comprovar a influência da variação dos *settings* nos níveis de SpO2. Por observação dos valores obtidos nos sensores configurados com diferentes parâmetros verifica-se que, no ambiente em que foi realizado o teste, os valores mantêm-se mais estáveis com uma frequência de amostragem de 400 Hz. Uma frequência mais baixa mantém alguma variabilidade nos valores, uma vez que, quanto menor o valor da frequência, menor a precisão dos valores. No entanto, quando testado com valores de 1000 e 3200 Hz, os níveis de SpO2 apresentaram grandes variações, que podem estar associadas ao aumento da sensibilidade ao ruído e a interferências eletromagnéticas do ambiente, captando mais ruídos de alta frequência que podem interferir com os sinais reais, impactando a precisão dos dados recolhidos.

A Figura 112 disponibiliza uma forma mais visual de observar a variação dos valores de SpO2 obtidos em função da variação dos valores da frequência de amostragem, utilizando gráficos na mesma escala.



Figura 112 - Gráficos dos valores de SpO2 obtidos com a variação da frequência de amostragem.

Posto isto, os testes realizados sugerem que, com melhorias adicionais relativas a adaptações nas configurações dos sensores, este dispositivo apresenta potencial para determinar a vitalidade dentária nos dentes e se tornar uma ferramenta valiosa na prática clínica odontológica.

Capítulo 7

Conclusões e trabalhos futuros

7.1 Conclusões

Os atuais métodos de diagnóstico da vitalidade dentária, como os testes de sensibilidade, apresentam certas limitações significativas. Estes métodos avaliam apenas as respostas sensoriais da polpa a estímulos, apresentam resultados falso-positivos e falso-negativos, além de provocarem dor e desconforto ao paciente. Neste cenário, estes testes não fornecem uma avaliação adequada do suprimento sanguíneo da polpa de forma a determinar com precisão a vitalidade do dente.

Neste contexto, surge a necessidade de colmatar este problema através de um método de diagnóstico capaz de indicar o momento preciso da intervenção endodôntica e evitar tratamentos desnecessários. Esta solução é a oximetria de pulsação.

A oximetria é um método não invasivo e pouco dispendioso que, aliado ao facto de a polpa dentária poder ter um sistema vascular a funcionar devidamente sem estar necessariamente inervada, torna-se uma opção fiável como a escolha ideal para a determinação da vitalidade dentária. Ao longo do tempo, este método tem-se mostrado um recurso de diagnóstico importante e promissor para avaliar a vitalidade pulpar.

Nos capítulos anteriores foi avaliada a viabilidade da oximetria de pulsação como uma técnica promissora para obter uma avaliação precisa da vitalidade pulpar. Tendo em conta que os métodos atuais apresentam falhas, é necessário o desenvolvimento de um instrumento universal que responda a estas necessidades.

A presente dissertação permitiu o desenvolvimento de um protótipo preliminar deste instrumento. Este processo esteve alicerçado a três componentes, sendo elas a mecânica, a eletrónica e a programação.

Através do desenvolvimento de vários *designs* para um instrumento odontológico final que pudesse exercer a função pretendida, foi definido um protótipo final. Esse protótipo foi projetado para ser fácil de manusear e confortável para o médico dentista e para o paciente. Além disso, permite o posicionamento dos sensores em cada dente e a sua chegada a todos os dentes, desde os mais próximos até os mais distantes.

Após a seleção dos componentes eletrônicos a utilizar, e a montagem do sistema, foi seguida a sua programação, utilizando a linguagem de programação C++ no Arduino IDE, a fim de testar as ligações eletrônicas realizadas, bem como a precisão e o correto funcionamento do oxímetro utilizado.

De forma a permitir o armazenamento dos dados para análise, e guardar o histórico de saúde oral do paciente, foi também desenvolvida uma aplicação, utilizando a linguagem Dart. Esta aplicação comunica via Wi-Fi com o dispositivo odontológico desenvolvido, e faz a conexão a uma base de dados *online* onde armazena todas as informações inseridas. A sua utilização facilita a centralização da informação de cada paciente, em todas as clínicas que frequenta, numa só plataforma, permitindo o acesso ao histórico do estado dos dentes do paciente ao longo do tempo, e a sua evolução, dando auxílio na tomada de decisões importantes como o início de um tratamento atempado de um determinado dente.

A realização de testes laboratoriais permitiu obter resultados que confirmaram a eficácia do *design* do dispositivo desenvolvido, ao nível do conforto para o dentista e para o paciente. No entanto, apesar de todos os esforços para diminuir ao máximo o tamanho das extremidades que contêm os sensores que estão em contacto com os dentes, as dimensões finais não foram as mais promissoras, devido ao tamanho da placa PCB que contém o sensor de oximetria. Assim, a visualização do posicionamento centralizado no dente é dificultada, podendo levar a resultados falso-positivos durante as medições.

Além disso, o *design* do dispositivo envolve um método de fixação mecânica por meio de uma pinça invertida, de forma a aplicar força sobre o dente durante a recolha dos valores de SpO₂ e minimizar os movimentos durante esse processo. Porém, este método requer ainda algumas alterações adicionais para otimizar a força aplicada sobre o dente, a fim de estabilizar os movimentos observados.

Os resultados obtidos durante testes laboratoriais, nos dedos, e testes clínicos em alguns pacientes, nos dentes, permitiram verificar instabilidades nos níveis de SpO₂ obtidos. Estas oscilações foram exploradas em diferentes condições e ambientes e justificam-se pela interferência da luz do meio ambiente onde são realizados os testes, e os pequenos movimentos do médico e/ou paciente durante a realização das medições. Estas variáveis afetam a precisão dos valores e podem ser corrigidas com alterações sobre os parâmetros do sensor e/ou a sua substituição.

Ao contrário do que seria de esperar, o esmalte não representou um grande impedimento na medição dos níveis de oximetria da polpa, uma vez que foi possível obter boas medições nos dentes. As variações observadas nestes valores foram semelhantes às verificadas durante a realização dos testes nos dedos, permitindo concluir que o esmalte não está na origem destas flutuações.

Contudo, devido a estas instabilidades, o dispositivo foi avaliado com baixa credibilidade no campo da saúde pela médica dentista que o testou, impedindo o avanço do processo de realização de testes num elevado número de pacientes em contexto clínico. Porém, as reuniões realizadas foram proveitosas para a aprovação do modelo desenvolvido, que resultaram em alterações no *design*, reprogramação do sistema, devido à implementação de novos botões e modos de comunicação com a aplicação, funcionalidades implementadas na *app*, entre outros.

Apesar das oscilações nos valores, foi possível obter dados de SpO₂ válidos nos dentes viáveis, e inválidos em corpos anóxicos. Contudo, foi observado um pequeno número de resultados vitais para esses corpos, que pode ser justificado, mais uma vez, pela má configuração dos sensores relativamente ao ambiente de teste. Estes corpos foram utilizados devido à falta de oportunidade para testar o dispositivo em dentes não vitais, uma vez que não foram realizados testes clínicos em grande escala.

Em última análise, todos os resultados experimentais de validação laboratorial obtidos forneceram uma base sólida e fundamental para a prova de conceito, antes de partir para testes extensivos em pacientes, em cenário clínico, durante as consultas. Apesar de o instrumento não se ter mostrado a ferramenta mais eficaz na determinação da vitalidade dentária, os testes realizados permitiram retirar conclusões acerca dos ajustes necessários para resolver os problemas que surgiram, associados à correção das oscilações dos valores de SpO2 durante as avaliações.

Além disso, a aplicação desenvolvida demonstrou ter uma estrutura sólida, exigindo poucas alterações, embora possam ser feitas mudanças a nível estético. A análise de dados funciona corretamente e a aplicação pode ser considerada completamente funcional.

Em conclusão, a técnica de oximetria de pulsação demonstrou ser plausível e confiável como método de diagnóstico para a vitalidade pulpar, tendo como base os testes experimentais realizados. No entanto, é de reconhecer a necessidade de realizar alguns ajustes no protótipo, de forma a melhorar a sua consistência e reduzir oscilações nos resultados. Uma área de melhoria identificada é o aperfeiçoamento do revestimento do sensor, de forma a evitar interferências de luz externa nos resultados medidos, e o modo de fixação dos sensores, a fim de minimizar os movimentos durante a recolha de valores. Apesar destas considerações, o protótipo desenvolvido destacou-se como uma ferramenta objetiva, eficaz e capaz de recolher valores importantes de saturação de oxigénio para fins de diagnóstico odontológico.

7.2 Trabalhos futuros

Considerando as dificuldades encontradas e as limitações do dispositivo odontológico final, é fundamental implementar alterações futuras para maximizar a eficácia do dispositivo e torná-lo funcional para utilização clínica.

Inicialmente, é essencial abordar a necessidade de esterilização do dispositivo odontológico, considerando a sua reutilização em vários pacientes. Para isso, seria importante, numa primeira instância, optar pela utilização de materiais antibacterianos, como o filamento PLACTIVE AN1, desenvolvido pela empresa Copper3D, num novo processo de impressão 3D.

Compatível com impressoras 3D FDM, este material é constituído por polímeros com um aditivo que contém nanopartículas de cobre (1-2%), altamente efetivas para eliminar 99,9% dos fungos, vírus e bactérias, mas seguro para os humanos nas concentrações corretas [130]. Já aplicado com êxito em próteses para amputados e em diversas aplicações médicas, onde a eliminação de bactérias é essencial, como próteses pós-operatórias, equipamentos cirúrgicos e outras aplicações, este material também se destaca por ser ambientalmente amigável e isento de resíduos tóxicos [131].

A utilização deste PLA possibilitaria a utilização segura e higiénica do instrumento odontológico em diversos pacientes, com a esterilização a ser realizada por meio de métodos como utilização de radiação UV (ultravioleta), ozono (poderoso agente oxidante), etox (também conhecido como óxido de etileno, sendo um gás altamente eficaz na esterilização de equipamentos médicos sensíveis ao calor e humidade) e desinfetantes [132].

Além deste material, associado a uma técnica de impressão por SLA, poderiam ser utilizados materiais como “*Dental LT Resin*” ou “*Surgical Guide Resin*”, da Formlabs. A Formlabs fabrica resinas que são utilizadas em dispositivos biomédicos e médicos, sendo as duas resinas mencionadas compatíveis para utilização dentária, uma vez que são classificadas por uma elevada qualidade, precisão e rigidez, e também biocompatíveis para aplicações que incluem impressão 3D de guias cirúrgicos odontológicos, para colocação de implantes, por exemplo [133]. Além destas, a Formlabs fabrica uma ampla variedade de resinas, facilmente adaptáveis para o instrumento em questão [133].

Numa fase mais avançada, seria ideal a produção do dispositivo em materiais como plástico médico autoclavável, por ser um plástico leve e moldável em formas ergonómicas, adequado para contacto com tecidos bucais, fácil de esterilizar e confortável para o paciente, ou aço inoxidável, pela sua resistência à corrosão e durabilidade, apesar de ser mais pesado e possivelmente menos confortável para o paciente, além de mais caro de fabricar.

Além disso, deveriam ser implementados encapsulamentos de silicone médico na zona dos sensores de oximetria, que entra em contacto direto com os dentes e tecidos bucais, devido à sua interface suave e confortável.

Em resposta à necessidade de um método de fixação mais forte, seria importante realizar alterações no *design* do dispositivo futuramente, com a implementação de uma mola que aplique força sobre as duas hastes do dispositivo, para que este permaneça fechado, exercendo pressão nos sensores sobre os dentes durante as medições. Esta adaptação seria uma melhoria significativa para diminuir os movimentos verificados no protótipo desenvolvido e, consequentemente, obter resultados mais precisos.

O desenvolvimento de uma placa de menores dimensões, que integre o sensor de oximetria, constituiria uma medida ideal para otimizar a facilidade de acesso a todos os tipos de dentes em todas as localizações, e prevenir resultados incorretos.

Ao nível da programação do sistema eletrónico, e a fim de melhorar a eficiência e praticidade do dispositivo, seria fundamental desenvolver um algoritmo adaptativo que pudesse ajustar automaticamente os parâmetros do sensor em resposta às condições ambientais em tempo real. Esta melhoria eliminaria a necessidade de intervenções manuais constantes e garantiria medições mais precisas independentemente das variáveis do meio ambiente, essencial para aumentar a versatilidade do dispositivo em aplicações práticas.

Uma implementação deste algoritmo para ajuste automático dos parâmetros do sensor envolveria, inicialmente, a utilização de sensores adicionais como sensor de luz ambiente, para medir a intensidade da luz ambiente ao redor do sensor de SpO₂, e um acelerómetro, para detetar o movimento e possíveis oscilações durante as medições. Com os dados recolhidos com estes sensores auxiliares, o algoritmo pode ajustar dinamicamente parâmetros como a sensibilidade do sensor, baseado na intensidade da luz ambiente, a frequência de amostragem, para fazer o equilíbrio entre precisão e velocidade de resposta, e a largura de pulso do LED, de forma a garantir que a luz refletida seja adequada para a deteção.

Em seguida, para lidar com o ruído e os movimentos, o algoritmo pode incorporar técnicas avançadas de processamento de sinal, como filtros de Média Móvel¹⁴, para suavizar os dados e reduzir o impacto de ruídos, filtros Kalman¹⁵, para fornecer estimativas mais precisas dos valores de SpO₂, mesmo na presença de ruído e movimento, e outras técnicas de cancelamento de ruído, para remover interferência de luz ambiente não desejada.

Após este processamento, o algoritmo deve ser capaz de obter valores de SpO₂ menos variáveis e fornecer *feedback* em tempo real, através do *display* implementado no sistema e a aplicação com a qual comunica. A adição de um gráfico com a variação dos valores obtidos ao longo do tempo pode ser uma boa prática a implementar para facilitar a visualização das variações, e confirmar se as oscilações foram minimizadas. Além disso, com esta calibração automática, poderia também ser implementado um sistema de alerta ao utilizador sobre condições de iluminação inadequadas para medições precisas, ou um aviso para manter o dispositivo mais estável durante a medição, por exemplo.

¹⁴ Método de suavização de sinais que calcula a média de um número fixo de amostras de dados consecutivas, resultando numa redução do ruído do sinal. Ideal para situações simples onde o sinal é relativamente estável [134].

¹⁵ Método matemático que utiliza medições realizadas ao longo do tempo (com ruído e outras incertezas) para estimar o estado atual com boa precisão. Ideal para sistemas dinâmicos com medições ruidosas que requerem uma alta precisão [135].

Outra possibilidade de melhoria seria a substituição do sensor por outro equipado com um sistema de cancelamento de luz ambiente mais eficaz, o que eliminaria a interferência da luz ambiente nos resultados.

Numa fase mais avançada, seria ainda interessante implementar um sistema de carregamento e presença automático, semelhante ao das escovas de dentes elétricas. Através da utilização de uma base de carregamento por indução, o dispositivo odontológico seria colocado nessa base, que deteta a sua presença e carrega a bateria. O dispositivo entraria num modo de *deep sleep*, ou desligaria por completo, quando em repouso na base e, quando o utilizador o fosse utilizar, o dispositivo ligaria e estaria apto para uma nova utilização. Este método excluiria a necessidade de implementar um *timer* para adormecer o dispositivo após X tempo de inutilidade, e forneceria um método de carregamento mais prático do que o atual, que envolve a abertura da tampa no fundo do cabo do instrumento, e a conexão por cabo a uma fonte de energia.

A realização de ensaios clínicos a fim de testar o dispositivo em diversos pacientes e validar a sua precisão para a avaliação da vitalidade dentária representa um passo crucial para levar ao fim o desenvolvimento de um instrumento odontológico funcional e confiável. Essa etapa, essencial no futuro, permitirá uma análise abrangente do desempenho do dispositivo em situações clínicas reais, oferecendo *insights* valiosos sobre a sua eficácia e aplicabilidade prática.

No entanto, na fase atual, o próximo passo passaria pela análise mais aprofundada dos dados recolhidos, realização de novos testes e a consideração de ajustes adicionais para otimizar o desempenho do dispositivo. Assim, os resultados desta dissertação devem ser posteriormente correlacionados com estudos adicionais com amostras de maior dimensão para interpolar os dados para a prática médica e de saúde.

Referências

- [1] B. San Chong, *Harty's Endodontics in Clinical Practice*, 6th ed. London, UK: Churchill Livingstone, 2010.
- [2] A. Sigurdsson, «Pulpal diagnosis», *Endodontic Topics*, vol. 5, n.º 1, pp. 12–25, jul. 2003, doi: 10.1111/j.1601-1546.2003.00024.x.
- [3] M. Zanini, E. Meyer, e S. Simon, «Pulp Inflammation Diagnosis from Clinical to Inflammatory Mediators: A Systematic Review», *Journal of Endodontics*, vol. 43, n.º 7, pp. 1033–1051, jul. 2017, doi: 10.1016/j.joen.2017.02.009.
- [4] M. Sadique, S. V. Ravi, K. Thomas, P. Dhanapal, E. P. Simon, e M. Shaheen, «Evaluation of efficacy of a pulse oximeter to assess pulp vitality», *J Int Oral Health*, vol. 6, n.º 3, pp. 70–72, jun. 2014.
- [5] Ž. Grabliauskienė, R. Zamaliauskienė, e G. Lodienė, «Pulp vitality testing with a developed universal pulse oximeter probe holder», *Medicina (Lithuania)*, vol. 57, n.º 2, pp. 1–8, 2021, doi: 10.3390/medicina57020101.
- [6] A. ALShami, S. ALHarthi, M. Binshabaib, e M. Wahi, «Tooth Morphology Overview», em *Human Teeth - Key Skills and Clinical Illustrations*, vol. 5, Z. Akarslan e F. Bourzgui, Eds., IntechOpen, 2020, pp. 55–70. doi: 10.5772/intechopen.87153.
- [7] G. Koch, S. Poulsen, I. Espelid, e D. Haubek, *Pediatric Dentistry: A Clinical Approach*, 3rd ed. United Kingdom: John Wiley & Sons, 2017.
- [8] O. Erfan, E. Qasemian, M. Khan, e A.-R. Niazi, «Introduction of New Tooth Notation Systems in Comparison with Currently In-Use Systems», *EJIDENT*, vol. 3, n.º 2, pp. 35–48, abr. 2022, doi: 10.24018/ejident.2022.3.2.181.
- [9] Dental Health Services, Western Australia, «What is tooth numbering?» 2020. Acedido: 5 de março de 2024. Disponível em: <https://www.dental.wa.gov.au/pdfs/What%20is%20Tooth%20Numbering%20A4.pdf>
- [10] M. Hovorakova, H. Lesot, M. Peterka, e R. Peterkova, «Early development of the human dentition revisited», *Journal of Anatomy*, vol. 233, n.º 2, pp. 135–145, ago. 2018, doi: 10.1111/joa.12825.
- [11] Stanley J. Nelson e Major M. Ash, *Wheeler's dental anatomy, physiology, and occlusion*, 9th ed. St. Louis, Mo: Saunders/Elsevier, 2010.
- [12] R. C. Scheid e G. Weiss, *Woelfel's Dental Anatomy: Its Relevance to Dentistry*, 8th ed. Philadelphia, PA: Jones & Bartlett Learning, 2011.
- [13] J. Zhou e M. Abdel-Mottaleb, «A content-based system for human identification based on bitewing dental X-ray images», *Pattern Recognition*, vol. 38, n.º 11, pp. 2132–2142, nov. 2005, doi: 10.1016/j.patcog.2005.01.011.
- [14] J. Fuller, G. Denehy, e T. Schulein, *Concise Dental Anatomy and Morphology*, 4th ed., vol. 1. United States: Public Service Department, 2001.
- [15] K. Hargreaves, S. Cohen, e L. Berman, *Cohen's pathways of the pulp*, 10th ed. St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier, 2011.

- [16] I. Bender, «Pulpal Pain Diagnosis—A Review», *Journal of Endodontics*, vol. 26, n.º 3, pp. 175–179, mar. 2000, doi: 10.1097/00004770-200003000-00012.
- [17] L. H. Berman, K. M. Hargreaves, e I. Rotstein, Eds., *Cohen's pathways of the pulp*, 12th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier, 2021.
- [18] A. J. Smith, P. J. Lumley, P. L. Tomson, e P. R. Cooper, «Dental regeneration and materials—a partnership», *Clin Oral Invest*, vol. 12, n.º 2, pp. 103–108, jun. 2008, doi: 10.1007/s00784-008-0189-5.
- [19] O. Fejerskov, B. Nyvad, e E. Kidd, *Dental Caries: The Disease and its Clinical Management*, 3rd ed. Oxford: Wiley-Blackwell, 2015.
- [20] S. J. Stefanac e S. P. Nesbit, *Diagnosis and Treatment Planning in Dentistry*, 4th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Health Sciences, 2023.
- [21] A. Piattelli e T. Traini, «Diagnosis and managing pulpitis: reversible or irreversible?», *Practical procedures & aesthetic dentistry: PPAD*, vol. 19, n.º 4, pp. 254–256, jun. 2007.
- [22] L. Wan, H. B. Lu, D. Y. Xuan, Y. X. Yan, e J. C. Zhang, «Histological changes within dental pulps in teeth with moderate-to-severe chronic periodontitis», *Int Endodontic J*, vol. 48, n.º 1, pp. 95–102, jan. 2015, doi: 10.1111/iej.12282.
- [23] Riverwalk Dental & Orthodontics, «What are Dental Caries», Dental hygiene tips for healthy teeth & gums. Acedido: 28 de outubro de 2023. Disponível em: <https://www.riverwalkdentalorthodontics.com/what-are-dental-caries/>
- [24] G. H. W. Bowden, «The Microbial Ecology of Dental Caries», *Microbial Ecology in Health and Disease*, vol. 12, n.º 3, pp. 138–148, jan. 2000, doi: 10.1080/089106000750051819.
- [25] K. Bayetto, A. Cheng, e A. Goss, «Dental abscess: A potential cause of death and morbidity», *Aust J Gen Pract*, vol. 49, n.º 9, pp. 563–567, set. 2020, doi: 10.31128/AJGP-02-20-5254.
- [26] J. L. Sanders e R. C. Houck, «Dental Abscess», em *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2023. Acedido: 28 de outubro de 2023. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK493149/>
- [27] D. Yong e P. Cathro, «Conservative pulp therapy in the management of reversible and irreversible pulpitis», *Australian Dental Journal*, vol. 66, n.º 1, pp. S4–S14, mar. 2021, doi: 10.1111/adj.12841.
- [28] P. Gwengu, «Clinical Approach to a Tooth with Irreversible Pulpitis: A Case Report», *OAJDS*, vol. 7, n.º 1, 2022, doi: 10.23880/oajds-16000328.
- [29] C. Estrela, R. Holland, C. R. Estrela, A. H. Alencar, M. D. Sousa-Neto, e J. D. Pécora, «Characterization of Successful Root Canal Treatment», *Braz. Dent. J.*, vol. 25, n.º 1, pp. 3–11, jan. 2014, doi: 10.1590/0103-6440201302356.
- [30] V. Deva, L. Mogoantă, H. Manolea, O. A. Pancă, M. Vătu, e M. Vătăman, «Radiological and microscopic aspects of the denticles», *Rom J Morphol Embryol*, vol. 47, n.º 3, pp. 263–268, 2006.
- [31] L. G. Huang e G. Chen, «A histological and radiographic study of pulpal calcification in periodontally involved teeth in a Taiwanese population», *J Dent Sci*, vol. 11, n.º 4, pp. 405–410, dez. 2016, doi: 10.1016/j.jds.2016.05.001.
- [32] A. Nanci, Ed., «Chapter 8 - Dentin-Pulp Complex», em *Ten Cate's Oral Histology*, 8th ed., St. Louis (MO): Mosby, 2013, pp. 165–204. doi: 10.1016/B978-0-323-07846-7.00008-2.
- [33] P. Satheeshkumar, M. P. Mohan, S. Saji, S. Sadanandan, e G. George, «Idiopathic dental pulp calcifications in a tertiary care setting in South India», *J Conserv Dent*, vol. 16, n.º 1, pp. 50–55, 2013, doi: 10.4103/0972-0707.105299.
- [34] B. W. Neville, D. D. Damm, C. M. Allen, e A. C. Chi, «3 - Pulp and Periapical Disease», em *Color Atlas of Oral and Maxillofacial Diseases*, Brad W. Neville, D. D. Damm, C. M. Allen, e A. C. Chi, Eds., Philadelphia: Elsevier, 2019, pp. 79–92. doi: 10.1016/B978-0-323-55225-7.00003-8.
- [35] A. Alsweed, R. Farah, P. S. Satheeshkumar, e R. Farah, «The Prevalence and Correlation of Carotid Artery Calcifications and Dental Pulp Stones in a Saudi Arabian Population», *Diseases*, vol. 7, n.º 3, Art. n.º 3, set. 2019, doi: 10.3390/diseases7030050.

- [36] M. Iqbal, S. Kim, e F. Yoon, «An Investigation Into Differential Diagnosis of Pulp and Periapical Pain: A PennEndo Database Study», *Journal of Endodontics*, vol. 33, n.º 5, pp. 548–551, mai. 2007, doi: 10.1016/j.joen.2007.01.006.
- [37] K. Janani, K. V. Teja, e J. Jose, «Assessment of actual pulp status using pulp sensibility tests and pulp vascularity tests: A systematic review», *Endodontology*, vol. 34, n.º 1, pp. 2–15, 2022, doi: 10.4103/endo.endo_56_21.
- [38] F. Molaasadolah, N. Zargar, M. Bargrizan, F. Akbari, P. K. Khozestani, S. Sabour, e M. Bakhshi, «Comparison of pulse oximeter, cold test, and electric pulp test for assessment of pulp vitality in permanent immature teeth», *FM*, vol. 64, n.º 1, pp. 134–142, fev. 2022, doi: 10.3897/folmed.64.e66573.
- [39] M. Bargrizan, M. A. Ashari, M. Ahmadi, e J. Ramezani, «The use of pulse oximetry in evaluation of pulp vitality in immature permanent teeth», *Dent Traumatol*, vol. 32, n.º 1, pp. 43–47, fev. 2016, doi: 10.1111/edt.12215.
- [40] A. Farughi, A. Rouhani, R. Shahmohammadi, e H. Jafarzadeh, «Clinical comparison of sensitivity and specificity between sensibility and vitality tests in determining the pulp vitality of mandibular premolars», *Australian Endodontic Journal*, vol. 47, n.º 3, pp. 474–479, 2021, doi: 10.1111/aej.12506.
- [41] R. A. Alghaithy e A. J. E. Qualtrough, «Pulp sensibility and vitality tests for diagnosing pulpal health in permanent teeth: a critical review», *International Endodontic Journal*, vol. 50, n.º 2, pp. 135–142, 2017, doi: 10.1111/iej.12611.
- [42] A. Mainkar e S. G. Kim, «Diagnostic Accuracy of 5 Dental Pulp Tests: A Systematic Review and Meta-analysis», *Journal of Endodontics*, vol. 44, n.º 5, pp. 694–702, 2018, doi: 10.1016/j.joen.2018.01.021.
- [43] S. C. Núñez, G. E. C. Nogueira, M. S. Ribeiro, A. S. Garcez, e J. L. Lage-Marques, «He-Ne laser effects on blood microcirculation during wound healing: A method of in vivo study through laser Doppler flowmetry», *Lasers Surg. Med.*, vol. 35, n.º 5, pp. 363–368, dez. 2004, doi: 10.1002/lsm.20109.
- [44] N. Ghouth, M. S. Duggal, A. BaniHani, e H. Nazzal, «The diagnostic accuracy of laser Doppler flowmetry in assessing pulp blood flow in permanent teeth: A systematic review», *Dental Traumatology*, vol. 34, n.º 5, pp. 311–319, 2018, doi: 10.1111/edt.12424.
- [45] H. Jafarzadeh, «Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review», *International Endodontic Journal*, vol. 42, n.º 6, pp. 476–490, 2009, doi: 10.1111/j.1365-2591.2009.01548.x.
- [46] E. Chen e P. V. Abbott, «Dental Pulp Testing: A Review», *International Journal of Dentistry*, vol. 2009, pp. 1–12, 2009, doi: 10.1155/2009/365785.
- [47] R Samraj, R Indira, M Srinivasan, e A Kumar, «Endodontology: Recent advances in pulp vitality testing», *Wolters Kluwer – Medknow*, vol. 15, n.º 1, pp. 14–19, 2003, doi: 10.4103/0970-7212.351404.
- [48] V. Gopikrishna, K. Tinagupta, e D. Kandaswamy, «Evaluation of Efficacy of a New Custom-Made Pulse Oximeter Dental Probe in Comparison With the Electrical and Thermal Tests for Assessing Pulp Vitality», *Journal of Endodontics*, vol. 33, n.º 4, pp. 411–414, abr. 2007, doi: 10.1016/j.joen.2006.12.003.
- [49] S. Sikdar, A. Khandelwal, S. Ghom, R. Diwan, e F. Debta, «Thermography: A New Diagnostic Tool in Dentistry», *J Indian Acad Oral Med Radiol*, vol. 22, n.º 4, p. 206, 2010, doi: 10.4103/0972-1363.166978.
- [50] A. Kishen e N. P. Muralidharan, «Recent advancements in pulp testing devices», *Indian Journal of Forensic Medicine and Toxicology*, vol. 14, n.º 4, pp. 6049–6059, 2020, doi: 10.37506/ijfmt.v14i4.12550.
- [51] T. Harshavardhan, N. Vijayalaxmi, e M. Mudavath, «Thermography: A newer diagnostic assessment tool in dentistry», *Journal of Mahatma Gandhi Institute of Medical Sciences*, vol. 22, n.º 2, pp. 87–91, jan. 2017, doi: 10.4103/jmgims.jmgims_79_15.
- [52] J. Pereira, «Applicability of Thermography in Dentistry-Scoping Review», *OAJDS*, vol. 7, n.º 3, 2022, doi: 10.23880/oajds-16000341.

- [53] M. Lin, Q. D. Liu, T. Kim, F. Xu, B. F. Bai, e T. J. Lu, «A new method for characterization of thermal properties of human enamel and dentine: Influence of microstructure», *Infrared Physics & Technology*, vol. 53, n.º 6, pp. 457–463, nov. 2010, doi: 10.1016/j.infrared.2010.09.004.
- [54] V. Gopikrishna, G. Pradeep, e N. Venkateshbabu, «Assessment of pulp vitality: a review», *Int J Paed Dentistry*, vol. 19, n.º 1, pp. 3–15, jan. 2009, doi: 10.1111/j.1365-263X.2008.00955.x.
- [55] P. Linsuwanont, J. E. A. Palamara, e H. H. Messer, «An investigation of thermal stimulation in intact teeth», *Archives of Oral Biology*, vol. 52, n.º 3, pp. 218–227, mar. 2007, doi: 10.1016/j.archoralbio.2006.10.009.
- [56] B. E. Kells, J. G. Kennedy, P. A. Biagioni, e P. J. Lamey, «Computerized infrared thermographic imaging and pulpal blood flow: Part 1. A protocol for thermal imaging of human teeth», *Int Endodontic J*, vol. 33, n.º 5, pp. 442–447, set. 2000, doi: 10.1046/j.1365-2591.2000.00257.x.
- [57] A. Igna, D. Rusu, E. Ogorescu, S. Dinu, M. Boariu, A. Voicu, e S. I. Stratul, «Age-Related Variation of Pulpal Oxygen Saturation in Healthy Primary and Permanent Teeth in Children: A Clinical Study», *JCM*, vol. 12, n.º 1, p. 170, 2023, doi: 10.3390/jcm12010170.
- [58] A. Almudever-Garcia, L. Forner, J. L. Sanz, C. Llena, F. J. Rodríguez-Lozano, J. Guerrero-Gironés, e M. Melo, «Pulse Oximetry as a Diagnostic Tool to Determine Pulp Vitality: A Systematic Review», *Applied Sciences*, vol. 11, n.º 6, p. 2747, mar. 2021, doi: 10.3390/app11062747.
- [59] P. Lambert, S. A. Q. Miguens, C. Solda, J. T. Sganzerla, L. A. Relchert, C. Estrela, e F. B. Barletta, «Reference values for pulp oxygen saturation as a diagnostic tool in endodontics: a systematic review and meta-analysis», *Restor Dent Endod*, vol. 45, n.º 4, p. e48, 2020, doi: 10.5395/rde.2020.45.e48.
- [60] L. M. Engineers, «Interfacing MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor with Arduino». Acedido: 31 de outubro de 2023. Disponível em: https://lastminuteengineers.com/max30102olaapulse-oximeter-heart-rate-sensor-arduinoolaautorial/?utm_content=cmp=true
- [61] D. H. Neves Henriques, A. M. Alves, L. F. Pottmaier, L. D. Garcia, E. A. Bortoluzzi, e C. S. Teixeira, «Evaluation of the Pulp Oxygen Saturation Reading after Tooth Bleaching: A Randomized Clinical Trial», *International Journal of Dentistry*, vol. 2022, 2022, doi: 10.1155/2022/1598145.
- [62] S. D. Dutta e R. Maria, «Pulse Oximetry: A New Tool in Pulpal Vitality Testing», *Pulse Oximetry*, vol. 6, 2013.
- [63] K. Janani, A. Palanivelu, e R. Sandhya, «Diagnostic accuracy of dental pulse oximeter with customized sensor holder, thermal test and electric pulp test for the evaluation of pulp vitality: An in vivo study», *Brazilian Dental Science*, vol. 23, n.º 1, 2020, doi: 10.14295/bds.2020.v23i1.1805.
- [64] P. F. Day, M. T. Flores, A. C. O'Connell, P. V. Abbott, G. Tsilingaridis, A. F. Fouad, N. Cohenca, E. Lauridsen, C. Bourguignon, L. Hicks, J. O. Andreasen, Z. C. Cehreli, S. Harlamb, B. Kahler, A. Oginni, M. Semper, e L. Levin, «International Association of Dental Traumatology guidelines for the management of traumatic dental injuries: 3. Injuries in the primary dentition», *Dental Traumatology*, vol. 36, n.º 4, pp. 343–359, ago. 2020, doi: 10.1111/edt.12576.
- [65] B. Briseño-Marroquín, H. López-Murillo, R. Kuchen, A. Casasa-Araujo, e T. G. Wolf, «Pulp sensitivity changes during orthodontic treatment at different time periods: a prospective study», *Clin Oral Invest*, vol. 25, n.º 5, pp. 3207–3215, mai. 2021, doi: 10.1007/s00784-020-03651-4.
- [66] S. D. Souza, E. B. Thomaz, e C. P. Costa, «Healthy Dental Pulp Oxygen Saturation Rates in Subjects with Homozygous Sickle Cell Anemia: A Cross-Sectional Study Nested in a Cohort», *Journal of Endodontics*, vol. 43, n.º 12, pp. 1997–2000, 2017, doi: 10.1016/j.joen.2017.07.011.
- [67] S. H. H. Kataoka, F. C. Setzer, E. Gondim-Junior, E. R. Fregnani, C. J. P. Moares, O. F. Pessoa, G. Gavini, e C. L. Caldeira, «Late Effects of Head and Neck Radiotherapy on Pulp Vitality Assessed by Pulse Oximetry», *Journal of Endodontics*, vol. 42, n.º 6, pp. 886–889, jun. 2016, doi: 10.1016/j.joen.2016.02.016.

- [68] T. F. Lima, S. L. dos Santos, T. K. da Silva Fidalgo, e E. J. Silva, «Vitality Tests for Pulp Diagnosis of Traumatized Teeth: A Systematic Review», *Journal of Endodontics*, vol. 45, n.º 5, pp. 490–499, 2019, doi: 10.1016/j.joen.2019.01.014.
- [69] M. J. Page, J. E. McKenzie, P. M. Bossuyt, I. Boutron, T. C. Hoffmann, C. D. Mulrow, L. Shamseet, J. M. Tezlaff, E. A. Aki, S. E. Brennan, R. Chou, J. Glanville, J. M. Grimshaw, A. Hróbjartsson, M. M. Lalu, T. Li, E. W. Loder, W. Mayo-Wilson, S. McDonald, L. A. McGuinness, L. A. Stewart, J. Thomas, A. C. Tricco, V. A. Welch, P. Whiting, e D. Moher, «The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews», *Syst Rev*, vol. 10, n.º 1, p. 89, dez. 2021, doi: 10.1186/s13643-021-01626-4.
- [70] K. R. Kanumuru, N. Solomon, H. Ramkumar, S. Paulindraraj, T. G. Jayakaran, e S. Dakshinamoorthy, «Assessment of Pulpal Oxygen Saturation in Caries-free and Carious Maxillary Primary Central Incisors Using a Customized Dental Pulse Oximeter», *International Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, vol. 16, n.º 4, pp. 560–564, 2023, doi: 10.5005/jp-journals-10005-2582.
- [71] C. Estrela, G. C. Serpa, A. H. H. Alencar, K. F. Bruno, F. B. Barletta, W. T. Felipe, C. R. A. Estrela, e J. B. Souza, «Oxygen Saturation in the Dental Pulp of Maxillary Premolars in Different Age Groups - Part 1», *Braz. Dent. J.*, vol. 28, n.º 5, pp. 573–577, set. 2017, doi: 10.1590/0103-6440201701660.
- [72] C. Estrela, K. S. A. Oliveira, A. H. G. Alencar, F. B. Barletta, C. R. A. Estrela, e W. T. Felipe, «Oxygen saturation in the dental pulp of maxillary and mandibular molars-part 2», *Brazilian Dental Journal*, vol. 28, n.º 6, pp. 704–709, 2017, doi: 10.1590/0103-6440201701447.
- [73] M. Eletronics, «Analog Devices / Maxim Integrated MAXREFDES117 Reference Design». Acedido: 31 de outubro de 2023. Disponível em: https://eu.mouser.com/new/analog-devices/maxim-maxrefdes117/?_gl=1*1ixpabz*_ga*OTUxNjUyNjc3LjE2ODkwODg5Nzg.*_ga_15W4STQT4T*MTY5ODc2Nzc5Ni4xMC4xLjE2OTg3Njc3OTguNTguMC4w
- [74] Maxim Integrated Products, Inc, «MAX30102--High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health». outubro de 2018. Acedido: 13 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max30102.pdf>
- [75] Analog Devices, «MAXREFDES117#: HEART-RATE AND PULSE-OXIMETRY MONITOR». Acedido: 16 de novembro de 2023. Disponível em: <https://docs.rs-online.com/8c0c/A700000006519161.pdf>
- [76] SparkFun Electronics, «SparkFun Qwiic OLED Display (0.91 in., 128x32) - LCD-17153 - SparkFun Electronics». Acedido: 30 de dezembro de 2023. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/17153>
- [77] SparkFun Electronics, «Mini Pushbutton Switch - COM-00097». Acedido: 11 de junho de 2024. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/97>
- [78] Mauser, «Bateria 3.7V 450mAh Li-Po - 22x48x5mm». Acedido: 2 de janeiro de 2024. Disponível em: https://mauser.pt/catalog/product_info.php?products_id=035-9008
- [79] K. K. Patel, S. M. Patel, e P. Scholar, «Internet of Things-IOT: Definition, Characteristics, Architecture, Enabling Technologies, Application & Future Challenges», vol. 6, n.º 5, 2016, doi: 10.4010/2016.1482.
- [80] SparkFun Electronics, «ESP32 Thing Plus Hookup Guide - SparkFun Learn». Acedido: 8 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/esp32-thing-plus-hookup-guide>
- [81] SparkFun Electronics, «USB to serial chip CH340». Acedido: 12 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Dev/Arduino/Other/CH340DS1.PDF>
- [82] SparkFun Electronics, «SparkFun Thing Plus - ESP32 WROOM (USB-C) - WRL-20168 - SparkFun Electronics». Acedido: 30 de dezembro de 2023. Disponível em: <https://www.sparkfun.com/products/20168>
- [83] Maxim Integrated Products, Inc, «MAX17048/MAX17049». novembro de 2016. Acedido: 10 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/max17048-max17049.pdf>
- [84] Microchip Technology Incorporated, «Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers». 28 de fevereiro de 2020. Acedido: 13 de janeiro de 2024. Disponível em:

- https://cdn.sparkfun.com/assets/1/c/4/2/3/MCP73831.pdf?_gl=1*1g9cuzy*_ga*NTE3MDUxMjE2LjE2OTAzNzUxMTk.*_ga_T369JS7J9N*MTcwNTE0OTg3OS43OC4xLjE3MDUxNTAxODUuNjAuMC4w
- [85] Espressif Systems, «ESP32-WROOM-32E & WROOM-32UE Datasheet v1.6». 2023. Acedido: 13 de janeiro de 2024. Disponível em: https://cdn.sparkfun.com/assets/6/b/d/9/0/esp32-wroom-32e_esp32-wroom-32ue_datasheet_en_v1-6.pdf?_gl=1*1g03qay*_ga*NTE3MDUxMjE2LjE2OTAzNzUxMTk.*_ga_T369JS7J9N*MTcwNDczNzI0MC42Ni4xLjE3MDQ3Mzc0MjYuNTYuMC4w
- [86] Maxim Integrated Team, «RD117_ARDUINO». Acedido: 26 de maio de 2023. Disponível em: https://github.com/MaximIntegratedRefDesTeam/RD117_ARDUINO
- [87] Maxim Integrated Products, Inc, «Recommended Configurations and Operating Profiles for MAX30101/MAX30102 EV Kits». 2018. Acedido: 4 de março de 2024. Disponível em: <https://pdfserv.maximintegrated.com/en/an/AN6409.pdf>
- [88] E. D. Chan, M. M. Chan, e M. M. Chan, «Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations», *Respiratory Medicine*, vol. 107, n.º 6, pp. 789–799, jun. 2013, doi: 10.1016/j.rmed.2013.02.004.
- [89] I. Jeong, S. Jun, D. Um, J. Oh, e H. Yoon, «Non-Invasive Estimation of Systolic Blood Pressure and Diastolic Blood Pressure Using Photoplethysmograph Components», *Yonsei Med J*, vol. 51, n.º 3, p. 345, 2010, doi: 10.3349/ymj.2010.51.3.345.
- [90] P. Madhan Mohan, V. Nagarajan, e J. C. Vignesh, «Spot measurement of heart rate based on morphology of PhotoPlethysmoGraphic (PPG) signals», *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 41, n.º 2, pp. 87–96, fev. 2017, doi: 10.1080/03091902.2016.1223198.
- [91] SolidWorks Corporation, «3D CAD Design Software | SOLIDWORKS». Acedido: 2 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.solidworks.com/home-page-2021>
- [92] Dentaltix, «FORCEPS Nº1 para incisivos superiores - CARL MARTIN», Dentaltix - Depósito Dental Online. Acedido: 4 de janeiro de 2024. Disponível em: https://www.dentaltix.com/pt/carl-martin/forceps-no1-incisivos-superiores?sku=CM43301&gad_source=1&gclid=Cj0KCQiAy9msBhD0ARIsANbk0A8d9HKK7t2NHkLEy2tSoiyEJrKhIPReMHCKYKckDhdEz7a1UHXquFzQaAis3EALw_wcB
- [93] V. Thakur, R. Singh, e R. Kumar, «Chapter Two - Materials for additive manufacturing in clinical podiatry», em *3D Printing in Podiatric Medicine*, K. Sandhu, S. Singh, C. Prakash, K. Subburaj, e S. Ramakrishna, Eds., Academic Press, 2023, pp. 35–50. doi: 10.1016/B978-0-323-91911-1.00006-7.
- [94] Wishbox Technologies, «Filamento PLA: O que é, vantagens e como imprimir em 3D», Wishbox Technologies. Acedido: 20 de junho de 2024. Disponível em: <https://www.wishbox.net.br/blog/pla/>
- [95] X. Gan, G. Fei, J. Wang, Z. Wang, M. Lavorgna, e H. Xia, «Powder quality and electrical conductivity of selective laser sintered polymer composite components», em *Structure and Properties of Additive Manufactured Polymer Components*, Duxford, UK: Elsevier, 2020, pp. 149–185.
- [96] K. S. Munir, Y. Li, e C. Wen, «Metallic scaffolds manufactured by selective laser melting for biomedical applications», em *Metallic Foam Bone*, Elsevier, 2017, pp. 1–23. doi: 10.1016/B978-0-08-101289-5.00001-9.
- [97] D. Ratna, «Properties and processing of thermoset resin», em *Recent Advances and Applications of Thermoset Resins*, Elsevier, 2022, pp. 173–292. doi: 10.1016/B978-0-323-85664-5.00003-X.
- [98] Formlabs, «Clear Resin», Formlabs. Acedido: 12 de junho de 2024. Disponível em: <https://formlabs.com/eu/store/materials/clear-resin/>
- [99] Dart, «Dart programming language», Dart. Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://dart.dev/>
- [100] Flutter, «Flutter architectural overview», Flutter. Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://docs.flutter.dev/resources/architectural-overview>
- [101] Flutter, «Flutter - Build apps for any screen», Flutter. Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://flutter.dev/>

- [102] Microsoft, «Serviços de Informática em Nuvem | Microsoft Azure». Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://azure.microsoft.com/pt-pt/>
- [103] Microsoft, «O que é a PaaS? Plataforma como Serviço | Microsoft Azure». Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://azure.microsoft.com/pt-pt/resources/cloud-computing-dictionary/what-is-paas>
- [104] Microsoft, «Azure SQL Database – Managed Cloud Database Service | Microsoft Azure». Acedido: 25 de maio de 2024. [Disponível em: <https://azure.microsoft.com/en-us/products/azure-sql/database>
- [105] Microsoft, «Databases - SQL Server». Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://learn.microsoft.com/en-us/sql/relational-databases/databases/databases?view=sql-server-ver16>
- [106] Farhan Nadim Iqbal, «A BRIEF INTRODUCTION TO APPLICATION PROGRAMMING INTERFACE (API)», nov. 2023, doi: 10.5281/ZENODO.10198423.
- [107] M. Belshe, R. Peon, e M. Thomson, «Hypertext Transfer Protocol Version 2 (HTTP/2)», RFC Editor, Internet Engineering Task Force (IETF) RFC7540, mai. 2015. doi: 10.17487/RFC7540.
- [108] Institute for Quantitative Social Science, «API Tokens and Authentication», Dataverse Project. Acedido: 29 de maio de 2024. Disponível em: <https://guides.dataverse.org/en/latest/api/auth.html>
- [109] Dr. Martha Srinivas, Pulakandla Gayathri, Vaneetha G, e Dr. JVC Sharma, «A review of Bluetooth Technology», *International Journal of Scientific Development and Research (IJS DR)*, vol. 8, n.º 5, 2023, doi: 10.13140/RG.2.2.35146.99522.
- [110] Intel Corporation, «What Is Bluetooth® Technology?», Intel. Acedido: 27 de maio de 2024. Disponível em: <https://www.intel.com/content/www/us/en/products/docs/wireless/what-is-bluetooth.html>
- [111] Cisco Systems, «What Is Wi-Fi? - Definition and Types», Cisco. Acedido: 26 de maio de 2024. Disponível em: <https://www.cisco.com/c/en/us/products/wireless/what-is-wifi.html>
- [112] Y. Guo, S. Zhang, e D. Xiao, «Overview of Wi-Fi Technology», em *Proceedings of the 2nd International Conference on Computer Application and System Modeling*, China: Atlantis Press, 2012. doi: 10.2991/iccasm.2012.330.
- [113] L. Bergkemper, A. Tjabben, J. Herbst, C. Lipps, e H. D. Schotten, «Communications in (I)IoT-Environment: Comparing VLC, WiFi and Bluetooth», mai. 2024, Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/380343201_Communications_in_IIoT-Environment_Comparing_VLC_WiFi_and_Bluetooth
- [114] Mukhtar Ahmad Sofi, «Bluetooth Protocol in Internet of Things (IoT), Security Challenges and a Comparison with Wi-Fi Protocol: A Review», *IJERT*, vol. V5, n.º 11, p. IJERTV5IS110266, nov. 2016, doi: 10.17577/IJERTV5IS110266.
- [115] Last Minute Engineers, «In-depth: Create A Simple ESP32 Web Server In Arduino IDE», Last Minute Engineers. Acedido: 26 de maio de 2024. Disponível em: <https://lastminuteengineers.com/creating-esp32-web-server-arduino-ide/>
- [116] Electronic Wings, «ESP32 Wi-Fi Basics Getting Started | ESP32». Acedido: 26 de maio de 2024. Disponível em: <https://www.electronicwings.com/esp32/esp32-wi-fi-basics-getting-started>
- [117] Arduino e Cia, «Como usar o WifiManager com ESP32 e ESP8266», Arduino e Cia - Loja. Acedido: 27 de maio de 2024. Disponível em: <https://www.arduinoecia.com.br/como-usar-o-wifimanager-com-esp32-e-esp8266/>
- [118] D. Workshop, «ESP32 WiFiManager - Easy WiFi Provisioning», DroneBot Workshop. Acedido: 26 de maio de 2024. Disponível em: <https://dronebotworkshop.com/wifimanager/>
- [119] Microdigisoft, «ESP32 with WiFi Manager to Manage SSID and Password». Acedido: 27 de maio de 2024. Disponível em: <https://microdigisoft.com/esp32-with-wifimanager-to-manage-ssid-and-password-no-hard-coding/>
- [120] PubNub Inc, «What are WebSockets?» Acedido: 6 de junho de 2024. Disponível em: <https://www.pubnub.com/guides/websockets/>

- [121] Flutter, «Communicate with WebSockets». Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://docs.flutter.dev/cookbook/networking/web-sockets>
- [122] Alex Diaconu, *The WebSocket Handbook*, vol. 2. 2022.
- [123] B. Alturas, «Connection between UML use case diagrams and UML class diagrams: a matrix proposal», *IJCAT*, vol. 72, n.º 3, pp. 161–168, 2023, doi: 10.1504/IJCAT.2023.10058804.
- [124] R. Félix, «CP7/CP7 Portugal». Acedido: 7 de junho de 2024. Disponível em: <https://github.com/temospena/CP7/tree/master/CP7%20Portugal>
- [125] Mozilla, «Working with JSON - Learn web development | MDN». Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://developer.mozilla.org/en-US/docs/Learn/JavaScript/Objects/JSON>
- [126] I. Souza, «Afinal, o que é JSON e para que serve?», Rock Content. Acedido: 25 de maio de 2024. Disponível em: <https://rockcontent.com/br/blog/json/>
- [127] C. Estrela, G. C. Serpa, A. H. H. Alencar, K. F. Bruno, F. B. Barletta, W. T. Felipe, C. R. A. Estrela, e J. B. Souza, «Oxygen Saturation in the Dental Pulp of Maxillary Premolars in Different Age Groups - Part 1», *Braz. Dent. J.*, vol. 28, n.º 5, pp. 573–577, set. 2017, doi: 10.1590/0103-6440201701660.
- [128] J. Hart, «Normal resting pulse rate ranges», *JNEP*, vol. 5, n.º 8, p. p95, jun. 2015, doi: 10.5430/jnep.v5n8p95.
- [129] Topwe Technology, «Oxímetro de Dedo NEUTRAL Clip (Azul)», Worten. Acedido: 12 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.worten.pt/produtos/oximetro-de-dedo-neutral-clip-azul-mrkean-8711438701026>
- [130] Copper3D, «Copper 3D | Antibacterial 3D Printing», Copper 3D | Antibacterial 3D Printing. Acedido: 14 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://copper3d.com/>
- [131] Evolt, «PLA PLACTIVE AN1 750g Verde Antibacteriano - COPPER 3D Loja Online Portugal Prusament», <https://evolt.pt/>. Acedido: 14 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://evolt.pt/produto/pla-plactive-an1-750g-verde-antibacteriano-copper-3d/>
- [132] Impresoras3D, «Copper3D PLActive: Filamento antibacteriano, antifúngico e antiviral», [impresoras3d.com](https://www.impresoras3d.com). Acedido: 14 de janeiro de 2024. Disponível em: <https://www.impresoras3d.com/pt/filamento-antif%C3%BAngico-antibacteriano-e-antiviral-de-cobre3d/>
- [133] Formlabs, «Resin Library and 3D Printing Materials», Formlabs. Acedido: 12 de junho de 2024.. Disponível em: <https://dental.formlabs.com/eu/materials/>
- [134] D. N. Purnamasari, K. A. Wibisono, e H. Sukri, «Digital Moving Average Filter Application for Echo Signals and Temperature», *E3S Web Conf.*, vol. 328, p. 02007, 2021, doi: 10.1051/e3sconf/202132802007.
- [135] Fernando P. Marafão, Diego Colón, Marcelo S. de Padua, e Sigmar M. Deckmann, «Kalman Filter on Power Electronics and Power Systems Applications», em *Kalman Filter Recent Advances and Applications*, InTech, 2009. doi: 10.5772/6815.
- [136] Ž. Grabliauskienė, R. Zamaliauskienė, e G. Lodienė, «Pulp Vitality Testing with a Developed Universal Pulse Oximeter Probe Holder», *Medicina*, vol. 57, n.º 2, p. 101, jan. 2021, doi: 10.3390/medicina57020101.
- [137] H. Jafarzadeh *et al.*, «A consolidated pulp test system including flowmetry, pulse oximetry, and thermometry», *Journal of Contemporary Dental Practice*, vol. 20, n.º 7, pp. 873–877, 2019, doi: 10.5005/JP-JOURNALS-10024-2614.
- [138] D. S. Sharma, S. Mishra, N. R. Banda, e S. Vaswani, «In vivo evaluation of customized pulse oximeter and sensitivity pulp tests for assessment of pulp vitality», *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, vol. 43, n.º 1, pp. 11–15, 2019, doi: 10.17796/1053-4625-43.1.3.

Apêndices

Apêndice 1

Informações gerais dos artigos selecionados para revisão sistemática.

Artigo	Objetivo	Metodologia	Descrição e resultados	Dificuldades/ Limitações	Desenvolvimento de instrumento odontológico personalizado com oximetria de pulsação	Realização de estudo clínico	Instrumento odontológico personalizado disponível no mercado
Assessment of Pulpal Oxygen Saturation in Caries-free and Carious Maxillary Primary Central Incisors Using a Customized Dental Pulse Oximeter [70], 2023	Avaliar e comparar a saturação de oxigênio pulpar em dentes incisivos centrais superiores primários, com e sem cárie, usando uma sonda com um sensor de oxímetro de pulsação odontológico personalizado.	Medição do nível de saturação de oxigênio em vários dentes de diferentes pacientes, com e sem cáries, através do desenvolvimento de um oxímetro de pulsação personalizado e projetado em 3D.	Foi obtida uma maior saturação de oxigênio em dentes livres de cáries, como o esperado.	Personalização do instrumento de forma a manter os sensores no lugar, e adaptação próxima à superfície dentária. O dispositivo construído limitou-se à medição de saturação apenas em dentes incisivos centrais superiores primários, uma vez que a zona que sustenta o sensor foi customizada à dimensão do mesmo. Além disso, os valores observados dependeram de certos fatores intrínsecos, como aumento da taxa metabólica durante a inflamação, baixa perfusão periférica, alterações nas pulsações venosas e interferência na luz ambiente.	Sim. Desenvolvimento do modelo tridimensional personalizado num software e correspondente impressão 3D.	Sim.	Não.

Comparison of Pulse Oximeter, Cold Test, and Electric Pulp Test for Assessment of Pulp Vitality in Permanent Immature Teeth [38], 2022	Avaliação e comparação da eficácia do oxímetro de pulsação com uma sonda modificada, teste de sensibilidade ao frio e teste pulpar elétrico para avaliação da vitalidade pulpar em dentes imaturos permanentes.	Estudo realizado em diversos dentes incisivos superiores permanentes e dentes incisivos centrais e laterais tratados, utilizando oximetria de pulsação, teste de sensibilidade ao frio e teste pulpar elétrico.	Os resultados mostraram que a oximetria de pulsação tem maior especificidade e precisão quando comparada aos restantes testes de sensibilidade, e deve ser o método adequado para fazer o diagnóstico da vitalidade pulpar.	Inexistência de um oxímetro de pulsação no mercado adaptado perfeitamente à anatomia dos dentes para utilização em odontologia na avaliação da vitalidade dentária. Outra limitação encontrada está relacionada com o uso do oxímetro de pulsação na presença de condições sistêmicas dos pacientes, isto é, condições de saúde que afetam o corpo todo, como o aumento da acidez e do metabolismo devido à inflamação, que causa desoxigenação do sangue e, consequentemente, altera a taxa de saturação de oxigênio. Além disso, a necessidade de realização de radiografias para determinação do estado de desenvolvimento da raiz e a dificuldade na colocação do dispositivo em dentes mal posicionados estiveram entre as limitações encontradas na realização do estudo.	Sim. Utilização do oxímetro de pulsação ALBORZ B5 (Masimo SET/SAADAT, IRAN) e sensor FMT-RAF-MSM-L (Metko Ltd, Istanbul, Turkey) para desenvolvimento de um protótipo de dispositivo modificado e adaptado à forma dos dentes.	Sim.	Não.
--	---	---	---	---	--	------	------

Pulp Vitality Testing with a Developed Universal Pulse Oximeter Probe Holder [5], [136], 2021	Desenvolvimento de um dispositivo personalizado universal com um oxímetro de pulsação de forma a permitir a medição da saturação de oxigénio e avaliar o uso da oximetria de pulsação como teste de vitalidade pulpar, comparando os níveis de saturação de oxigénio no dedo indicador e na polpa dentária saudável.	Desenvolvimento de um suporte universal com software e posterior impressão 3D. O estudo foi realizado em vários dentes saudáveis, tendo sido medida a oximetria, primeiro no dente do paciente e depois no dedo indicador, utilizando o oxímetro de pulsação CMS60C (CONTEC, Qinhuangdao, província de Hebei, China).	O dispositivo personalizado desenvolvido permitiu fazer a medição do nível de saturação de oxigénio e foi adequado para avaliar a vitalidade pulpar de todos os tipos de dentes. Foi observada uma maior saturação de oxigénio no dedo indicador do que nos dentes. No entanto, o dispositivo foi classificado como eficaz para testes de vitalidade pulpar com oximetria de pulsação.	A medição da saturação de oxigénio foi medida no terço médio da coroa do dente, no entanto, em pacientes mais velhos, a câmara pulpar está retraída e a medição no centro da coroa do dente pode ter influenciado os resultados. No desenvolvimento do dispositivo personalizado foi necessário ter atenção ao posicionamento dos LEDs do oxímetro de pulsação, uma vez que devem ser colocados no terço gengival do dente, mas de forma a evitar a gengiva para evitar interferência dos níveis de oxigénio gengival. Além disso, o suporte foi projetado com base no funcionamento deslizante dos paquímetros, de forma a permitir a adaptação a dentes de todas as dimensões.	Sim. Foi desenvolvido um modelo 3D CAD (<i>Computer-aided design</i>) do suporte, de acordo com a anatomia e medidas dos dentes, utilizando o <i>software</i> SolidWorks, e impresso com a impressora 3D Replicator (MakerBot Industries, New York, NY, USA). O dispositivo portador do oxímetro de pulsação foi confeccionado em plástico PLA (Poliácido Láctico) de forma a permitir a desinfecção.	Sim.	Não.
---	--	---	--	--	---	------	------

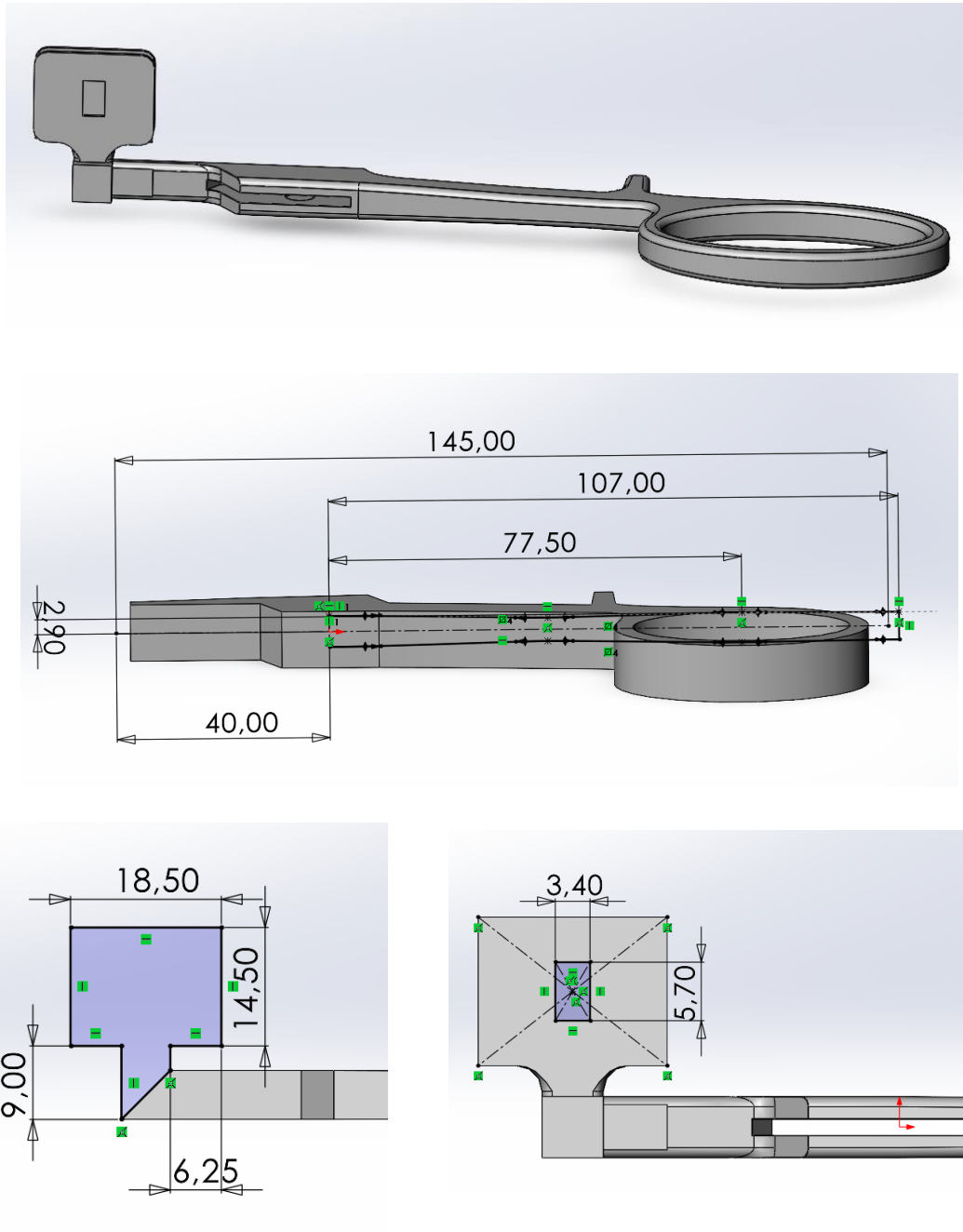
A Consolidated Pulp Test System Including Flowmetry, Pulse Oximetry, and Thermometry [137], 2019	Apresentação de um sistema de avaliação da vitalidade pulpar utilizando fluxometria, oximetria de pulsação e termografia.	Desenvolvimento de um instrumento de diagnóstico composto por um oxímetro de pulsação, um fluxômetro e um sensor de temperatura.	Devido ao tamanho dos sensores em comparação com os dentes foi utilizada uma sonda para oximetria de pulsação e uma segunda para a fluxometria e termografia.	Este sistema apresentaria um elevado custo e dificuldade de utilização na prática clínica. Fatores como o design da sonda, as características do suporte e do fluxômetro, dispositivos de isolamento gengival, posição da sonda, oscilações sincronizadas com os batimentos cardíacos e as alterações relacionadas à idade podem influenciar os resultados de forma significativa.	Sim. Foi utilizado o software Altium PCB Design (Altium, CA, EUA) para o desenvolvimento de duas placas: uma placa de termografia/ fluxometria e outra para oximetria de pulsação. Além disso, foi construído um dispositivo personalizado para conter os sensores, incluindo duas sondas, permitindo ao médico realizar diferentes testes de vitalidade (oximetria de pulsação, fluxometria e termografia). Para obter a melhor adaptação aos dentes, o dispositivo foi projetado de forma semelhante a um oxímetro de pulsação de dedo.	Não.	Não.
<i>In vivo</i> Evaluation of Customized Pulse Oximeter and Sensitivity Pulp Tests for Assessment of Pulp Vitality [138], 2019	Testagem de um oxímetro de pulsação personalizado para avaliação da vitalidade pulpar em dentes primários e permanentes, vitais e não-vitais.	Medição da vitalidade pulpar em diferentes dentes em diferentes estados de diferentes pacientes através da oximetria de pulsação, teste pulpar elétrico e teste de sensibilidade ao frio. Para a avaliação da vitalidade por oximetria de pulsação foi modificado um oxímetro de pulsação comercial para aplicação dentária.	Os testes realizados mostraram uma precisão de 100% quando utilizada a oximetria de pulsação e teste térmico, e de cerca de 90% quando utilizado o teste pulpar elétrico. A oximetria de pulsação permitiu a diferenciação entre dentes vitais, não-vitais e desvitalizados.	A adaptação dos sensores à superfície dos dentes no oxímetro de pulsação pode ter afetado a precisão dos resultados obtidos, bem como a diferença de idades entre os pacientes submetidos aos testes.	Sim. Utilização de um oxímetro de pulsação comercial modificado por um engenheiro elétrico (Dr. Morepen PO 04, Morepen Laboratories Limited, Delhi, India) para avaliação da vitalidade da polpa. Para a adaptação aos dentes foram fixados pequenos sensores na ponta do braço de uma pinça, de forma a permitir uma colocação fácil e firme nos dentes.	Sim.	Não.

Oxygen Saturation in the Dental Pulp of Maxillary Premolars in Different Age Groups - Part 1 [71], 2017	Determinação dos níveis de saturação de oxigénio na polpa dentária de dentes pré-molares superiores em diferentes faixas etárias.	Determinação da saturação de oxigénio dentária por meio de oximetria de pulsação em diferentes pacientes de diferentes idades. Além dessa técnica, os dentes selecionados foram também avaliados por teste de sensibilidade ao frio. No final, foi colocado o dispositivo personalizado de oximetria de pulsação nos dedos indicadores dos pacientes, de forma a determinar o nível de saturação de oxigénio.	Níveis significativamente reduzidos de oxigénio foram obtidos no grupo de pacientes com idade mais elevada (faixa etária de 40 a 44 anos) em comparação aos restantes grupos (entre 20 e 39 anos), sugerindo que pacientes mais velhos apresentam um nível de saturação de oxigénio mais reduzido, mesmo na ausência de qualquer lesão na polpa dentária.	Foram obtidos diferentes resultados de saturação de oxigénio na polpa e no dedo indicador dos pacientes que pode ser explicado pela localização da polpa dentária, estando cercada por tecidos duros, e à difração da luz devido ao esmalte e dentina, levando a leituras mais baixas no oxímetro na avaliação da polpa dentária.	Sim. Utilização de um sistema portátil de monitorização de oximetria de pulsação pediátrico BCI 3301 ((Smiths Medical PM Inc., Waukesha, WI, EUA). Foi desenvolvido um dispositivo personalizado específico para testar pré-molares e incluir o sistema de oximetria referido, nomeadamente um adaptador de aço inoxidável.	Sim.	Não.
Oxygen Saturation in the Dental Pulp of Maxillary and Mandibular Molars-Part 2 [72], 2017	Determinação da saturação de oxigénio na polpa dentária de molares superiores e inferiores saudáveis através da oximetria de pulsação.	A metodologia utilizada neste estudo foi a mesma utilizada em [71]. Foi realizado o teste de sensibilidade ao frio seguido da avaliação da vitalidade dentária por oximetria de pulsação.	A diferença de média de níveis de saturação de oxigénio entre molares superiores e inferiores foi estatisticamente significativa, com média maior para os molares inferiores. No entanto, não houve correlação significativa entre as medidas de saturação dos dentes molares e do dedo indicador do paciente. Da mesma forma, não houve correlação significativa entre o tempo de resposta do paciente ao estímulo frio e a média de saturação de oxigénio para os dentes molares.	Adaptação do formato do sensor para uso odontológico, devido ao risco de distorção do feixe de luz, de forma a impedir que haja movimento do sensor na superfície dentária, contribuindo para obter resultados mais precisos. Limitações como a espessura do esmalte e da dentina, e a forma e tamanho da cavidade pulpar também mostraram influência sobre os resultados obtidos.	Sim. Foi utilizado o mesmo oxímetro de pulsação de [71], bem como o adaptador e aço inoxidável personalizado. O dispositivo foi desenvolvido de forma a permitir a testagem em dentes molares superiores e inferiores, considerando a necessidade de colocar os dois díodos em paralelo.	Sim.	Não.

Anexos

Anexo 1

Dimensões de uma das pegas do primeiro protótipo em forma de tesoura

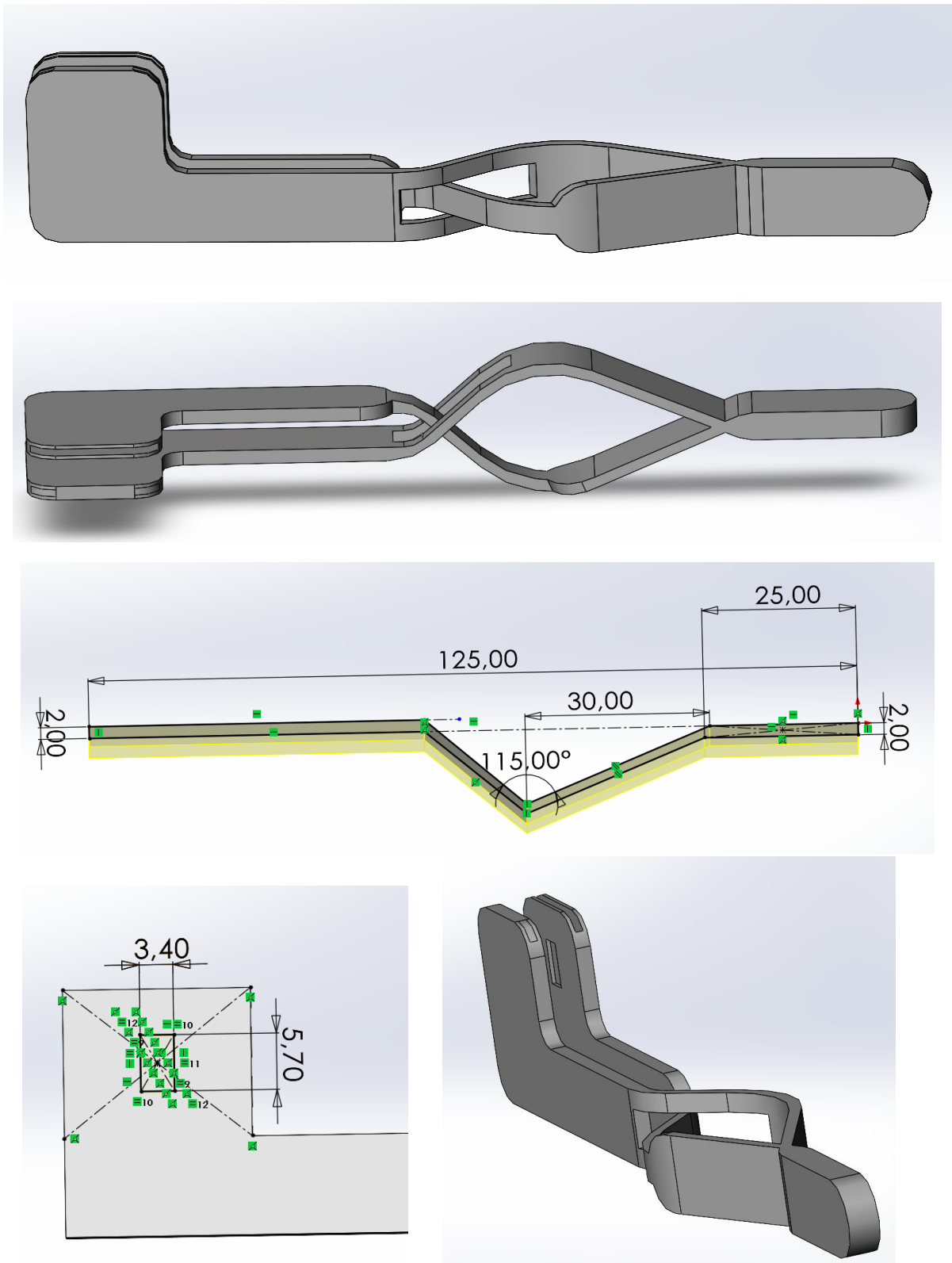


(Medidas em milímetros)

As dimensões da componente retangular estão adaptadas para um oxímetro inicial diferente do escolhido para o dispositivo odontológico final (SEN0344).

Anexo 2

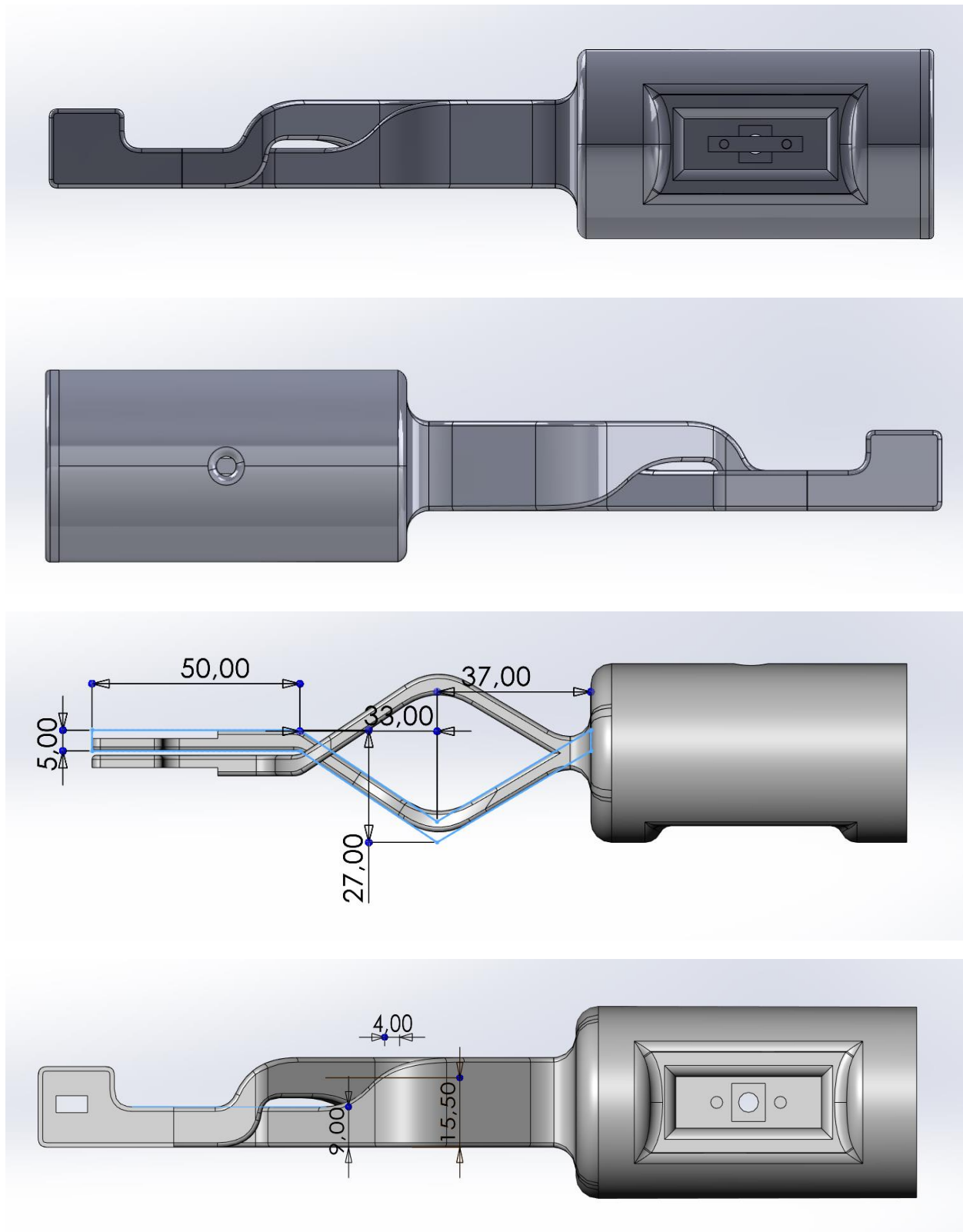
Dimensões do primeiro protótipo em forma de pinça invertida



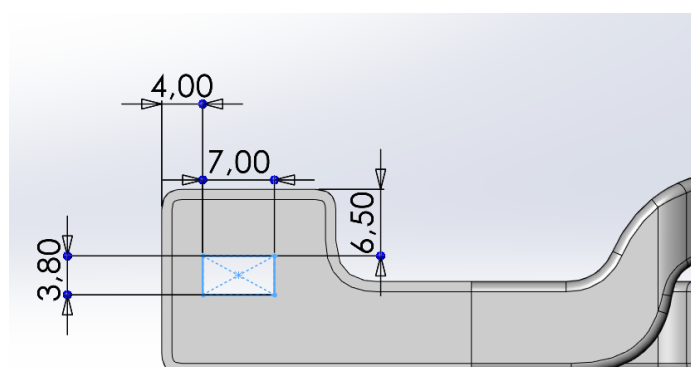
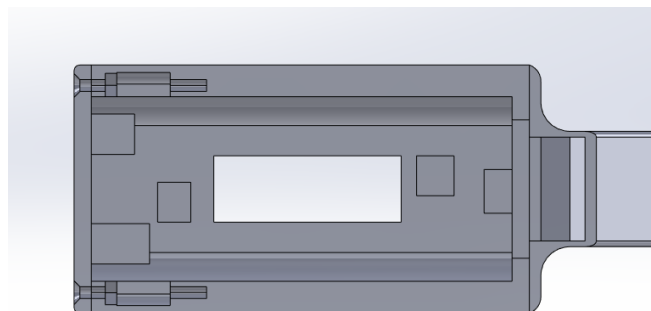
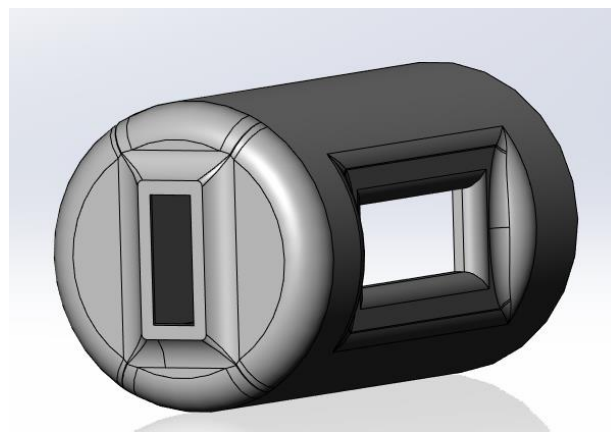
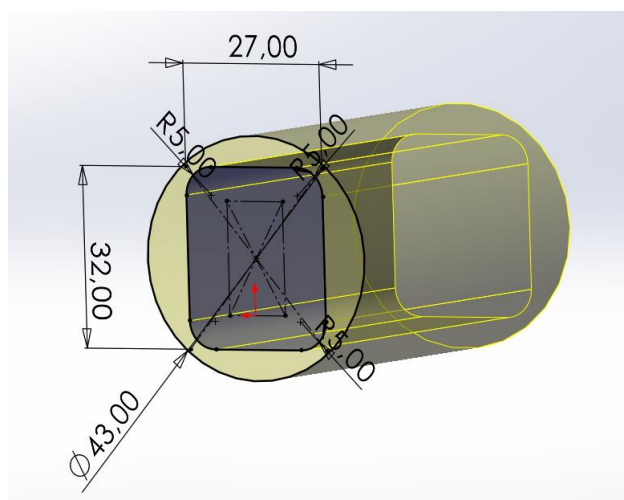
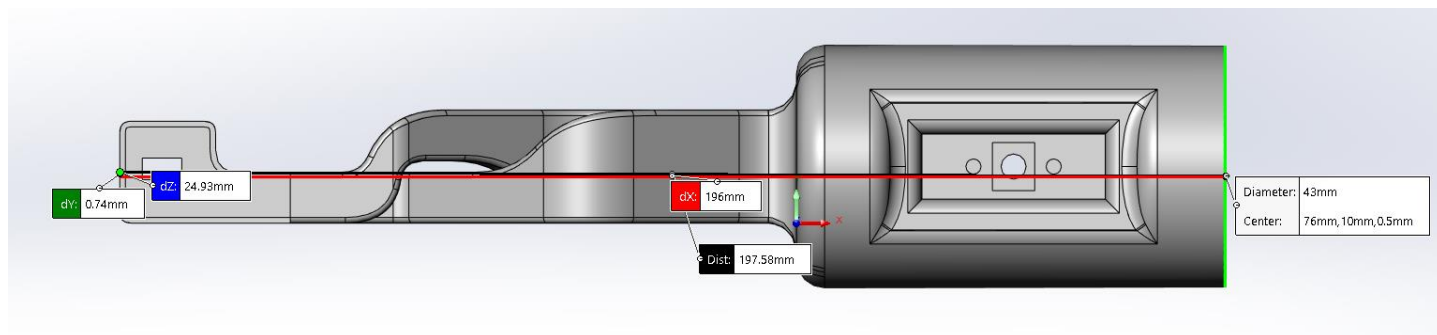
(Medidas em milímetros)

Anexo 2

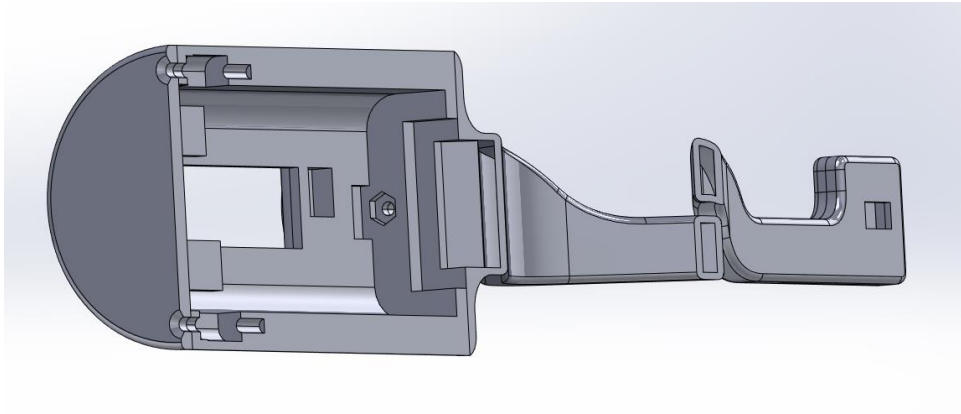
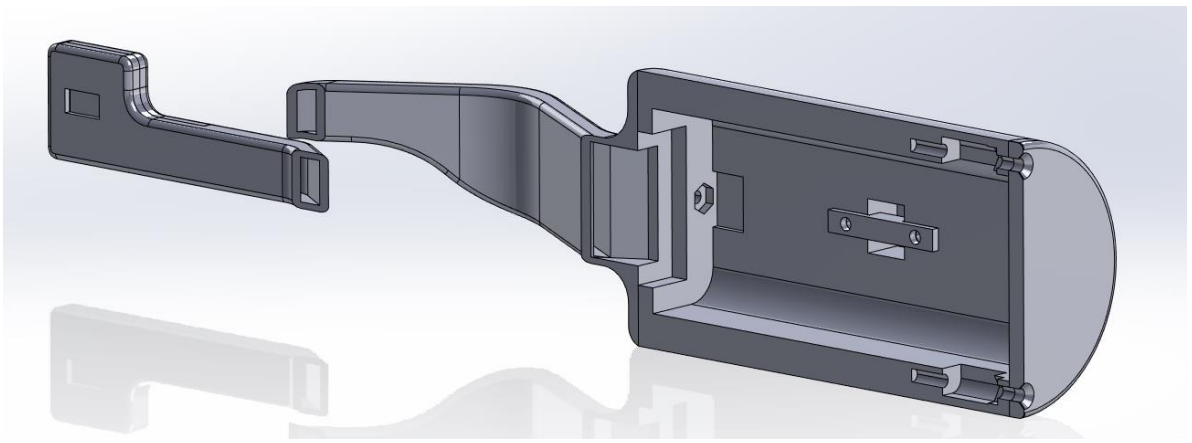
Dimensões do último protótipo desenvolvido



(Medidas em milímetros)



(Medidas em milímetros)



(Medidas em milímetros)

