



**NOVA**  
NOVA SCHOOL OF  
SCIENCE & TECHNOLOGY

DEPARTAMENTO DE  
FÍSICA

MARIYA BEREZHANSKA

Licenciada em Engenharia Biomédica

# ESTUDO EXPLORATÓRIO DO USO DE IMAGEM POR MICRO-ONDAS PARA DETEÇÃO DE CÁRIES DENTÁRIAS

MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Universidade NOVA de Lisboa

Junho, 2022



# Estudo Exploratório do Uso de Imagem Por Micro-Ondas para Detecção de Cáries Dentárias

**Mariya Berezhanska**

Licenciada em Engenharia Biomédica

**Orientador:** Dra. Raquel Cruz Conceição,  
Professora Auxiliar, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

**Coorientadores:** Dr. Ricardo Nuno Pereira Verga e Afonso Vigário,  
Professor Associado, Universidade NOVA de Lisboa

**Júri:**

**Presidente:** Dra. Carla Maria Quintão Pereira, Professora Auxiliar da  
Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade NOVA  
de Lisboa

**Arguente:** Dra. Bárbara Luz Custódio Santos de Oliveira, Luminare  
Medical Co-founder & CTO

**Vogais:** Dra. Raquel Cruz da Conceição, Professora Auxiliar da  
Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

Universidade NOVA de Lisboa  
Junho, 2022



## **Estudo Exploratório do Uso de Imagem Por Micro-Ondas para Detecção de Cáries Dentárias**

Copyright © Mariya Berezhanska, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade NOVA de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade NOVA de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.



*À minha mãe.*



## AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, gostaria de expressar a minha sincera gratidão à Professora Raquel Conceição, não só por me ter dado a oportunidade de fazer parte do seu grupo de investigação numa altura tão atípica, mas também pela constante simpatia e boa disposição, enorme disponibilidade, orientação e motivação, que foram essenciais para a realização deste projeto! Gostaria, também, de agradecer à Daniela, por toda a ajuda no decorrer deste trabalho, pelos conselhos, comentários e discussões. Ao Matteo, pelas dúvidas de simulação, que apesar de algumas barreiras linguísticas, nunca deixaram de ser esclarecidas. Sem dúvida que não poderia ter sido mais bem acompanhada!

A todos os professores que se cruzaram no meu percurso e puderam contribuir para o meu desenvolvimento académico e pessoal, em especial, ao Professor Ricardo Vigário, não só por ter aceitado coorientar este projeto, mas também pela genuína vontade em trazer o conhecimento a quem o procura, obrigada pelo excelente acompanhamento ao longo destes anos. Aos profissionais da Maló Dental, em especial ao Dr. Paulo Maló por ter aceitado participar neste projeto, à Dra. Andreia Rodrigues e à Dra. Raquel Medeiros pelo acompanhamento e ajuda na recolha do material.

Gostaria, também, de expressar a minha gratidão a todos os amigos e colegas que me acompanharam ao longo destes últimos anos. Desde as nossas "pausas de café" até às noites de estudo, das conversas e abraços de conforto às celebrações, obrigada por terem tornado cada momento único! Um agradecimento especial ao Ricardo, que tem estado sempre lá para mim quando mais preciso, mesmo com apenas duas horas de sono! Sem dúvida que levo daqui amigos para a vida.

Por fim, gostaria de agradecer à minha família pelo apoio incondicional, constante confiança e incentivo. Sem vocês não seria a pessoa que sou hoje. Um obrigada especial à minha mãe por ser a minha fonte de inspiração, por me desejar sempre o melhor e incentivar-me a sonhar mais alto.

A todos, um sincero obrigada!



## RESUMO

A cárie dentária constitui um dos principais problemas de saúde pública devido à sua elevada prevalência e incidência mundial. A sua presença compromete uma boa saúde oral, reduzindo a qualidade de vida de indivíduos afetados. Na prática clínica, a inspeção visual e tátil, complementada por avaliação radiográfica, são habitualmente empregues na avaliação da cárie pela sua simplicidade e baixo custo. Contudo, esta abordagem é subjetiva e apresenta uma sensibilidade limitada, razão pela qual tecnologias de diagnóstico complementar têm sido alvo de investigação nas últimas décadas.

Com este trabalho procurou-se estudar as propriedades dielétricas de dentes na gama de frequência das micro-ondas, cujo conhecimento é importante para averiguar a viabilidade de um dispositivo de deteção da cárie a funcionar nessa gama de frequências. Assim, o método da sonda coaxial de extremidade aberta foi empregue para a caracterização dielétrica de dentes *ex vivo* entre os 0,5 e 18 GHz. O desempenho da sonda foi avaliado, mostrando-se limitado pela qualidade de contacto com a superfície dentária e, assim, pela interferência do ar nas medições. Na tentativa de reduzir o erro introduzido pelo mau contacto, foi proposta uma abordagem baseada na estimativa de propriedades dielétricas a partir de propriedades adquiridas com aplicação de variados meios de acoplamento. O desempenho do método foi avaliado numericamente, observando-se uma redução do erro cometido durante a medição quando o espaço existente entre a sonda e o objeto em estudo era ocupado pelo meio em vez do ar. O método proposto foi aplicado para a estimativa da permitividade relativa de quatro amostras saudáveis. As medições conduzidas sobre a coroa dos dentes apontaram para uma permitividade relativa entre 10,0 e 11,0, enquanto as medições conduzidas sobre a raiz demonstraram que a permitividade relativa dessa região varia entre os 9,5 e 8,0, para a gama de frequências considerada.

**Palavras chave:** Diagnóstico por micro-ondas, sonda coaxial de extremidade aberta, propriedades dielétricas, dentes e cárie dentária.



## ABSTRACT

Dental cavities are a major public health problem due to their high prevalence and incidence worldwide. Their presence compromises good oral health and reduces the quality of life of affected individuals. In clinical practice, visual and tactile inspection, complemented by radiographic examination, are commonly employed in cavity evaluation due to their simplicity and low cost. However, this approach is subjective and presents limited sensitivity, so complementary diagnostic technologies have been studied in the last decades.

In this work, an attempt was made to study the dielectric properties of teeth in the microwave range, whose better understanding is important to evaluate the feasibility of microwave systems applied for caries detection. An open-ended coaxial probe measurement technique was employed to measure the dielectric properties of teeth *ex vivo* over the 0.5 - 18 GHz frequency range. The probe performance was evaluated and was shown to be limited by the quality of probe-sample contact and, thus, by air interference. To reduce the error introduced by poor contact, an approach based on the estimation of dielectric properties from acquisitions with various coupling media was proposed. The method performance was numerically evaluated, and an error reduction was observed when the space between the probe surface and the material under test was filled by a coupling medium instead of air. The proposed methodology was applied to estimate the relative permittivity of four healthy permanent teeth. Measurements taken from tooth crowns indicated a relative permittivity between 10.0 and 11.0, while measurements taken from tooth roots showed that the relative permittivity of this region varied between 8.0 and 9.5, in the considered frequency range.

**Keywords:** Microwave diagnostics, open ended coaxial probe, dielectric properties, teeth and dental cavities



# ÍNDICE

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO .....</b>	<b>1</b>
1.1.	Contexto e motivação .....	1
1.2.	Problema e objetivos.....	2
1.3.	Organização do documento.....	3
<b>2</b>	<b>DENTIÇÃO HUMANA E O DESENVOLVIMENTO DA CÁRIE.....</b>	<b>5</b>
2.1.	Organização e classificação da dentição humana .....	5
2.2.	Estrutura anatómica e histológica de dentes .....	7
2.2.1.	Esmalte .....	8
2.2.2.	Dentina .....	8
2.2.3.	Polpa e a cavidade pulpar .....	9
2.2.4.	Cemento.....	9
2.3.	Cárie dentária .....	9
2.3.1.	Progressão da cárie dentária e a sua manifestação clínica .....	10
<b>3</b>	<b>PROPRIEDADES DIELÉTRICAS E A SUA MEDIÇÃO.....</b>	<b>13</b>
3.1.	Interação da radiação com a matéria: propriedades dielétricas dos tecidos .....	13
3.2.	Métodos de medição de propriedades dielétricas na gama de micro-ondas .....	15
3.3.	Potenciais fatores de erro e cuidados a considerar .....	20
<b>4</b>	<b>MÉTODOS COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO.....</b>	<b>23</b>
4.1.	Métodos de deteção de cárie disponíveis no mercado e em desenvolvimento .....	23
4.2.	Diagnóstico por micro-ondas e a potencial aplicabilidade para a deteção de cárie dentária.....	33
4.2.1.	Caracterização dielétrica de dentes com a OECP .....	33
4.2.2.	Deteção de cárie dentária com micro-ondas e ondas milimétricas.....	39
<b>5</b>	<b>IDENTIFICAÇÃO DE LIMITAÇÕES ASSOCIADAS AO USO DA OECP NO ESTUDO DENTÁRIO .....</b>	<b>41</b>
5.1.	Sistema de aquisição.....	41
5.2.	Caracterização da amostra.....	43
5.3.	Identificação de limitações associadas ao uso da OECP no estudo dentário .....	45
5.3.1.	Materiais e métodos: repetibilidade da medição .....	45

5.3.2.	Materiais e métodos: variação de propriedades dielétricas com a superfície dentária .....	46
5.3.3.	Resultados e discussão .....	47
<b>6</b>	<b>CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES DIELÉTRICAS DE DENTES COM A OECP .....</b>	<b>53</b>
6.1.	Medição de propriedades dielétricas sobre superfícies modificadas - estudo preliminar .....	53
6.1.1.	Materiais e métodos: modificação de superfícies através do nivelamento .....	54
6.1.2.	Materiais e métodos: modificação de superfícies através do corte .....	54
6.1.3.	Resultados e discussão .....	55
6.2.	Aplicação de meios de acoplamento .....	58
6.2.1.	Exposição do método .....	59
6.2.2.	Identificação de candidatos a meios de acoplamento: estudo da interação da amostra com Triton X-100 e glicerina vegetal .....	61
6.2.2.1.	Materiais e métodos .....	61
6.2.2.2.	Resultados e discussão .....	62
6.2.3.	Caracterização de candidatos a meios de acoplamento .....	64
6.2.4.	Protocolo experimental e tratamento de resultados .....	66
6.2.5.	Identificação de possíveis fatores de erro .....	70
6.2.5.1.	Materiais e métodos: quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tamanho da gota aplicada sobre o dente .....	71
6.2.5.2.	Materiais e métodos: quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tempo decorrido após a aplicação da gota sobre dente .....	72
6.2.5.3.	Resultados e discussão .....	73
6.2.6.	Avaliação numérica do desempenho de meios de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas .....	74
6.2.6.1.	Materiais e métodos .....	75
6.2.6.2.	Resultados e discussão .....	78
6.2.7.	Avaliação experimental do desempenho de meios de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas .....	81
6.2.7.1.	Materiais e métodos .....	81
6.2.7.2.	Resultados e discussão .....	83
6.3.	Caracterização de propriedades dielétricas de dentes saudáveis .....	87
6.3.1.	Materiais e métodos .....	88
6.3.2.	Resultados e discussão .....	91
6.3.2.1.	Variação de propriedades dielétricas do dente ao longo da raiz .....	95
6.3.2.2.	Comparação da permitividade relativa estimada com as propriedades dielétricas dos dentes e do osso cortical disponíveis na literatura .....	97
<b>7</b>	<b>CONCLUSÃO E PERSPETIVAS FUTURAS .....</b>	<b>101</b>
	<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>105</b>
<b>A</b>	<b>INFORMAÇÃO COMPLEMENTAR .....</b>	<b>113</b>
A.1	Formulário para submissão de Estudos Clínicos .....	113

A.2 Parâmetros da simulação .....	117
-----------------------------------	-----



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1 - Representação esquemática de diferentes tipos de dentes do maxilar .....	6
Figura 2.2 - Representação esquemática da organização de dentes permanentes na cavidade oral.....	6
Figura 2.3 - Representação da terminologia associada a cada uma das faces do dente e à respectiva divisão em terços.....	7
Figura 2.4 - Representação esquemática dos diversos componentes do dente .....	7
Figura 2.5 - Representação de zonas de desenvolvimento de cárie nos dentes.....	10
Figura 2.6 - Ilustração da lesão do tipo <i>white spot area</i> .....	11
Figura 2.7 - Representação esquemática da progressão da cárie ao longo do dente.....	11
Figura 3.1 - Variação da permitividade complexa de um dielétrico com a frequência.....	14
Figura 3.2 - Sistema de aquisição de métodos utilizados na caracterização dielétrica de tecidos biológicos.....	16
Figura 4.1 - Aplicação do sistema de detecção FOTI.....	24
Figura 4.2 - Aplicação do sistema de detecção NILT.....	24
Figura 4.3 - Aplicação do sistema de fluorescência sem a produção de imagem .....	25
Figura 4.4 - Aplicação do sistema de fluorescência com produção de imagem .....	26
Figura 4.5 - Aplicação do dispositivo de espectroscopia por impedância.....	26
Figura 4.6 - Aplicação do sistema de radiometria fototérmica e luminescência modulada ....	27
Figura 4.7 - Variação de propriedades dielétricas de dentes com o corte produzido. ....	34
Figura 4.8 - Variação de propriedades dielétricas do esmalte .....	35
Figura 4.9 - Variação de propriedades dielétricas da dentina .....	35
Figura 4.10 - Variação de propriedades dielétricas do esmalte, da dentina e dos três grupos de cárie .....	36
Figura 4.11 - Permitividade relativa registada sobre a coroa de incisivos no estudo conduzido por Meaney <i>et al.</i> ....	37

Figura 4.12 - Permittividade relativa complexa registada sobre a coroa de um molar no estudo conduzido por Li <i>et al.</i> .....	38
Figura 5.1 - Sistema de aquisição de propriedades dielétricas com a OECP .....	42
Figura 5.2 - Fotografia do sistema de medição de propriedades dielétricas do dente com a OECP .....	43
Figura 5.3 - Fotografia da amostra com cárie .....	44
Figura 5.4 - Exemplo de propriedades dielétricas adquiridas ao nível da coroa de um pré-molar, em duas sessões de calibração diferentes. ....	48
Figura 5.5 - Gama de permittividade relativa registada no estudo da repetibilidade .....	49
Figura 5.6 - Ilustração da permittividade relativa registada para diferentes superfícies encontradas sobre a raiz e coroa dentária.....	50
Figura 6.1 - Representação esquemática do plano de corte e dos locais de medição sobre a raiz do molar seccionado.....	55
Figura 6.2 - Exemplo da gama de permittividade relativa registada, antes e após o polimento da raiz.....	56
Figura 6.3 - Permittividade relativa adquirida sobre o corte transversal da raiz de um molar, com e sem revestimento do dente com papel de alumínio.....	57
Figura 6.4 - Representação esquemática da geometria interrogada pela sonda e da permittividade relativa associada a cada um dos materiais do objeto em estudo.....	60
Figura 6.5 - Gama de permittividade relativa registada sobre a coroa e raiz de um canino, antes e após a sua imersão em água destilada.....	62
Figura 6.6 - Gama de permittividade relativa registada sobre a coroa e raiz de um pré-molar, antes e após a sua imersão em Triton X-100.....	63
Figura 6.7 - Gama de permittividade relativa registada sobre a coroa e raiz de um pré-molar, antes e após a sua imersão em glicerina vegetal. ....	63
Figura 6.8 - Propriedades dielétricas de misturas de glicerina vegetal e água destilada.....	65
Figura 6.9 - Propriedades dielétricas de misturas de Triton X-100 e água destilada .....	65
Figura 6.10 - Exemplo de medição de propriedades dielétricas com aplicação do meio de acoplamento.....	67
Figura 6.11 - Estimativa da permittividade relativa da coroa de um pré-molar com aplicação do meio G[80]. ....	68
Figura 6.12 - Estimativa da permittividade relativa da coroa de um molar com aplicação do meio G[50]. ....	69
Figura 6.13 - Estimativa da permittividade relativa da coroa de um pré-molar com aplicação de meios de acoplamento. ....	70
Figura 6.14 - Ilustração da variação percentual observada na permittividade relativa registada para dois instantes de medição.....	74
Figura 6.15 - Modelos desenhados para a avaliação do desempenho de meios de acoplamento na reconstrução de propriedades dielétricas de objetos subjacentes.....	76

Figura 6.16 - Propriedades dielétricas de materiais simulados .....	77
Figura 6.17 - Propriedades dielétricas reconstruídas para as diferentes espessuras de meio G[60] simuladas entre a superfície da sonda e o objeto de interesse (PI) .....	78
Figura 6.18 - Identificação de locais de medição sobre a raiz de um molar .....	82
Figura 6.19 - Representação da gama de permitividade relativa adquirida com aplicação de meios de acoplamento G[100], G[95], G[80] e G[70] sobre a raiz de um molar e da variação percentual da permitividade relativa registada face à aquisição mediana .....	85
Figura 6.20 - Variação da permitividade relativa estimada com a morfologia da superfície de medição. ....	86
Figura 6.21 - Representação esquemática da localização de pontos de medição sobre os pré-molares medidos.....	89
Figura 6.22 - Representação esquemática da localização de pontos de medição sobre os molares medidos.....	89
Figura 6.23 - Propriedades dielétricas do pré-molar PM1 .....	92
Figura 6.24 - Propriedades dielétricas do pré-molar PM2 .....	93
Figura 6.25 - Propriedades dielétricas do molar M1 .....	94
Figura 6.26 - Propriedades dielétricas do molar M2 .....	96
Figura 6.27 - Variação da condutividade ao longo da raiz do molar M2.....	97
Figura 6.28 - Comparação da permitividade relativa estimada sobre os dentes saudáveis em locais propícios para a ocorrência da cárie com as propriedades de tecidos dentários e do osso cortical disponíveis na literatura. ....	98



## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3.1 - Sistematização das características dos principais métodos de medição de propriedades dielétricas na gama das micro-ondas. ....	18
Tabela 3.2 - Técnicas de medição utilizadas para a caracterização dielétrica de amostras sólidas <i>ex vivo</i> .....	19
Tabela 4.1 - Sistematização das características dos principais métodos de deteção de cárie.28	
Tabela 4.2 - Metodologias em desenvolvimento para a deteção de cárie.....	32
Tabela 5.1- Erro associado ao estudo da repetibilidade da medição e ao estudo da variação de propriedades dielétricas com a superfície de medição. ....	47
Tabela 6.1 - Variação percentual média observada na permitividade relativa registada com a quantidade do meio de acoplamento aplicado e com o tempo decorrido após a sua aplicação.....	73
Tabela 6.2 - Propriedades da sonda simulada.....	75
Tabela 6.3 - Resumo das geometrias simuladas no estudo. ....	77
Tabela 6.4 - Permitividade relativa e condutividade estimadas, e o respetivo erro, na presença de diferentes espessuras de meio de acoplamento G[60] e na presença de ar .....	80
Tabela 6.5 - Variação percentual média da permitividade relativa registada nos pontos de interseção do pré-molar, PM1. ....	93
Tabela 6.6 - Variação percentual média da permitividade relativa registada nos pontos de interseção do pré-molar, PM2. ....	94
Tabela 6.7 - Variação percentual média da permitividade relativa registada nos pontos de interseção do molar, M1. ....	95
Tabela 6.8 - Variação percentual média da permitividade relativa registada nos pontos de interseção do molar, M2. ....	95



## ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

OECP	Sonda coaxial de extremidade aberta, do inglês: <i>open-ended coaxial probe</i>
VNA	Analisador de rede vetorial, do inglês: <i>vector network analyzer</i>
FOTI	Transiluminação com Fibra Ótica, do inglês: <i>fibre-optic transillumination</i>
DiFOTI	Transiluminação Digital com Fibra Ótica, do inglês: <i>Digital Fibre-Optic Transillumination</i>
NILT	Transiluminação por Infravermelho Próximo, do inglês: <i>Near-Infrared Light Transillumination</i>
QLF	Fluorescência induzida por Luz, do inglês: <i>Quantitative Light-induced Fluorescence</i>
$\epsilon^*$	Permitividade complexa
$\epsilon'$	Componente real da permitividade complexa, constante dielétrica ou permitividade relativa
$\epsilon''$	Componente imaginária da permitividade complexa ou fator de perdas
$\sigma$	Condutividade
$f$	Frequência
$f_i$	Frequência de interseção
$\omega$	Frequência angular



# INTRODUÇÃO

Este capítulo inicia com a exposição do problema que motivou a presente dissertação de mestrado, prosseguindo com a definição dos objetivos e a descrição da estrutura do documento.

## 1.1. Contexto e motivação

A cárie dentária é uma patologia crónica caracterizada pela perda progressiva do conteúdo mineral do dente por ação de ácidos orgânicos produzidos pelas bactérias cariogénicas a partir do metabolismo de hidratos de carbono, principalmente de açúcar [1]. Esta doença oral constitui um dos principais problemas de saúde pública devido à sua elevada prevalência e incidência mundial [2]. Estima-se que entre 60% a 90% das crianças, em países industrializados, e a maioria dos adultos sejam afetados por cárie dentária [1], cuja presença compromete uma boa saúde oral, reduzindo a qualidade de vida dos indivíduos afetados. Os impactos pessoais de doenças como a cárie são, frequentemente, graves, podendo incluir a experiência de dor com consequências negativas na alimentação, comunicação, vida familiar e desempenho escolar ou profissional [2]. Quanto ao encargo económico, o custo do tratamento de dentes é elevado uma vez que, quando a estrutura dentária é destruída, esta necessitará de restauração e manutenção ao longo da vida [3]. Assim, uma deteção precoce e avaliação precisa da cárie, são essenciais para uma intervenção clínica eficaz, reduzindo o risco da perda irreversível da estrutura do dente e, por conseguinte, também os custos e o tempo de tratamento necessários para a sua restauração [4].

Na prática clínica, a inspeção visual e tátil é habitualmente utilizada durante a avaliação da cárie, pela sua simplicidade e baixo custo [5]. Contudo, este método é subjetivo, apresenta uma sensibilidade limitada e não é eficaz na deteção de cáries que não se encontram visíveis, como é o caso de lesões na superfície proximal, isto é, ao nível das superfícies de contacto dos dentes, e lesões ocultas [6]. Por este motivo, é habitualmente complementada com avaliação radiográfica, que permite detetar a lesão através de uma redução da atenuação do feixe de

raios-X na sequência da desmineralização do esmalte e da dentina [7]. Contudo, o seu desempenho é limitado pela extensão da desmineralização. De facto, para que uma lesão possa ser identificada é necessário que 30% a 40% do tecido dentário se encontre desmineralizado [8], o que torna este método pouco sensível a lesões mais precoces (a sensibilidade associada à identificação de cáries confinadas ao esmalte varia entre os 24% e os 45% [9]). Assim, este método é limitado por: baixa sensibilidade às cáries em estágio inicial; subjetividade no diagnóstico; e pela exposição do paciente a radiação ionizante [9].

Dadas as limitações associadas a métodos atualmente empregues no contexto clínico, nas últimas décadas têm sido investigadas tecnologias complementares para a deteção de cárie dentária. Estas recorrem à exploração de alterações nas propriedades óticas e elétricas do conteúdo mineral do dente, na sequência da progressão da cárie, ou à avaliação da atividade de bactérias cariogénicas, responsáveis pela desmineralização dos dentes [10]. A presente dissertação de mestrado pretende contribuir para o estudo da aplicabilidade de micro-ondas na deteção da cárie através da prospeção de propriedades dielétricas de dentes. O diagnóstico por micro-ondas reside na exploração do contraste dielétrico entre os tecidos sãos e lesados que, para esta gama de frequências, é bastante influenciado pelo teor de água dos tecidos [11]. Assim, por um lado, a evolução da cárie é caracterizada pela perda progressiva do conteúdo mineral que conduz ao aumento da porosidade da estrutura dentária, potenciando, deste modo, a retenção de fluidos no tecido mineral [12]. Por outro lado, estudos conduzidos até ao momento [13], [14], evidenciam que as frequências na gama das micro-ondas permitem a deteção de cárie em estágio mais avançado. Estas observações motivam uma caracterização dielétrica de dentes saudáveis e de dentes afetados por diferentes estágios da cárie, a fim de avaliar o contraste dielétrico existente entre zonas saudáveis e lesadas e a sua evolução com o grau de extensão da cárie.

## 1.2. Problema e objetivos

De entre os métodos atualmente disponíveis para a medição de propriedades dielétricas de tecidos biológicos, o método da sonda coaxial de extremidade aberta é o mais empregue pela sua simplicidade e possibilidade de realizar medições, quer *in vivo*, quer *ex vivo* numa ampla gama de frequências [15]. Assim, esta técnica foi empregue para a caracterização dielétrica de dentes. Contudo, o desempenho do método pode ser limitado pela qualidade de contacto produzido entre a superfície da sonda e o objeto em estudo, quando este é sólido. Este aspeto pode dificultar a caracterização de amostras, como os dentes, que possuem uma superfície irregular. Assim, na presente dissertação de mestrado pretendeu-se:

- Avaliar a adequabilidade do método da sonda coaxial de extremidade aberta na extração de propriedades dielétricas de dentes;
- Desenvolver uma metodologia que permite minimizar o problema de contacto imperfeito da sonda com a superfície do dente;

- Medir as propriedades dielétricas de dentes saudáveis e com cárie, a fim de avaliar o contraste dielétrico existente entre zonas saudáveis e lesadas do dente.

### 1.3. Organização do documento

Além deste primeiro capítulo introdutório, a presente dissertação de mestrado encontra-se dividida em seis capítulos, cujo conteúdo é apresentado em seguida e pode ser consultado no início dos respectivos capítulos.

O Capítulo 2, intitulado *Dentição Humana e o Desenvolvimento da Cárie*, tem por finalidade apresentar uma visão geral da estrutura anatômica e histológica da dentição humana, assim como introduzir os mecanismos associados ao desenvolvimento da cárie e alterações que a sua progressão induz no tecido dentário saudável.

O Capítulo 3, intitulado *Propriedades Dielétricas e a sua Medição*, tem por finalidade introduzir conceitos associados à interação da radiação com os materiais dielétricos, bem como apresentar os principais métodos de caracterização dielétrica de tecidos biológicos na gama das micro-ondas. O capítulo termina com a discussão de alguns fatores de erro que podem comprometer a qualidade das medições.

O Capítulo 4, intitulado *Métodos Complementares de Diagnóstico*, inicia com a apresentação sumarizada de métodos complementares atualmente disponíveis para a detecção da cárie, das suas vantagens e limitações, bem como de principais linhas de investigação de novas tecnologias, a fim de ilustrar, por um lado, os progressos alcançados no campo da detecção de cárie, e de salientar, por outro lado, a contínua procura por métodos mais eficazes. Na segunda parte do capítulo é introduzido o diagnóstico por micro-ondas, com foco na discussão de propriedades dielétricas de dentes até agora reportadas e experiências conduzidas, até ao momento, para a detecção de cáries.

O Capítulo 5, intitulado *Identificação de Limitações Associadas ao uso da OECP no Estudo Dentário*, tem por finalidade discutir a adequabilidade da utilização da sonda coaxial de extremidade aberta para o estudo dentário. O capítulo apresenta o sistema de aquisição utilizado e descreve as amostras disponíveis. Por fim, são apresentadas as limitações encontradas na aplicação da OECP para a medição de propriedades dielétricas de dentes.

O Capítulo 6, intitulado *Caracterização de Propriedades Dielétricas de Dentes com a OECP*, apresenta as abordagens testadas com o intuito de mitigar as limitações associadas à utilização da OECP no estudo dentário. Nomeadamente, é discutida a possibilidade de conduzir medições sobre superfícies dentárias artificialmente modificadas ou introduzir meios de acoplamento entre a sonda e o dente, a fim de reduzir a interferência do ar. Após a discussão de desempenho de cada uma das abordagens propostas, o método baseado na aplicação de meio de acoplamento é empregue para a caracterização dielétrica de amostras saudáveis.

O Capítulo 7, intitulado *Conclusão e Perspetivas Futuras*, encerra a dissertação de mestrado com o resumo dos resultados alcançados e discussão das limitações encontradas. As perspetivas futuras são, também, delineadas.

## DENTIÇÃO HUMANA E O DESENVOLVIMENTO DA CÁRIE

Este capítulo apresenta uma visão geral da estrutura anatómica e histológica da dentição humana e uma introdução aos mecanismos associados ao desenvolvimento da cárie. Em primeiro lugar é detalhada a organização da dentição permanente na cavidade oral (secção 2.1), a que se segue a apresentação da composição e organização de diferentes tecidos do dente (secção 2.2). Após a descrição dos tecidos saudáveis, é apresentada a patogénese da cárie dentária, bem como as alterações que o desenvolvimento da cárie induz no tecido dentário saudável (secção 2.3).

### 2.1. Organização e classificação da dentição humana

Ao longo da sua vida os seres humanos apresentam dois tipos de dentição, a primária ou decídua e a secundária ou permanente, com os dentes distribuídos equitativamente por dois arcos dentários: arco maxilar e arco mandibular [16]. A dentição primária inicia a sua formação aos 6 meses de idade da criança, sendo composta por 20 dentes. Uma vez formados, os dentes deixam de poder mudar de tamanho, pelo que são substituídos, gradualmente, por dentes permanentes, a partir dos 6 anos de idade, por forma a compensar o crescimento da face [17]. A dentição permanente é constituída por 32 dentes, que podem ser classificados em quatro tipos de acordo com a sua morfologia e função [16], [17]:

- Incisivos – dentes triangulares com uma base larga e superfície incisiva estreita, apropriada para a apreensão e corte dos alimentos, formação de palavras e suporte dos lábios (Figura 2.1– Incisivo);
- Caninos – dentes triangulares com uma base larga e superfície incisiva pontiaguda, apropriada para o corte de alimentos e suporte dos lábios (Figura 2.1– Canino);
- Pré-molares – dentes com formato trapezoidal e superfície oclusal achatada, apropriados para a mastigação de alimentos e suporte das bochechas (Figura 2.1 – Pré-molar);

- Molares – dentes largos com formato trapezoidal e superfície oclusal ampla e achatada, apropriados para a trituração de alimentos e suporte das bochechas (Figura 2.1 – Molar).

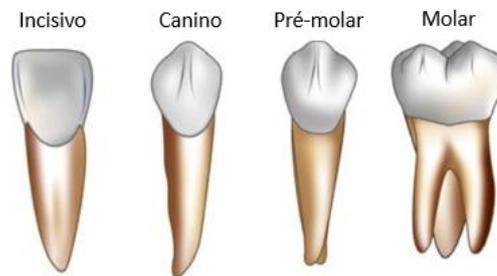


Figura 2.1 - Representação esquemática de diferentes tipos de dentes do maxilar. Adaptado de [17].

Dentro de cada arco dentário os dentes podem ser agrupados quanto à sua posição em dentes anteriores – incisivos e caninos – e dentes posteriores – molares e pré-molares [17]. A representação esquemática da organização dos dentes permanentes na cavidade oral pode ser observada na Figura 2.2, enquanto a designação associada e utilizada, na presente dissertação, para a identificação de diferentes zonas do dente pode ser consultada na Figura 2.3.

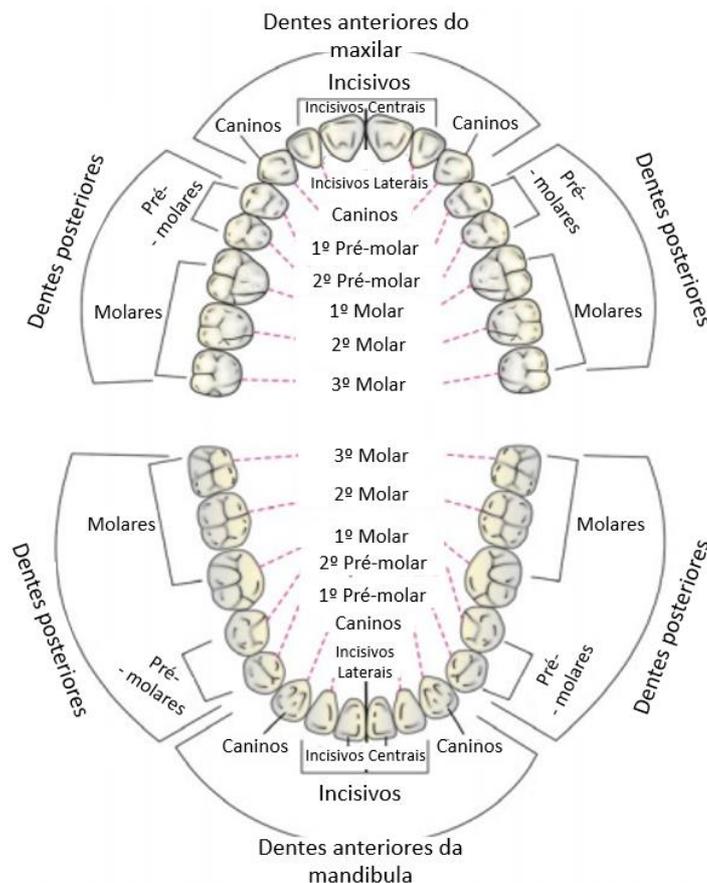


Figura 2.2 - Representação esquemática da organização de dentes permanentes na cavidade oral. Adaptado de [17].

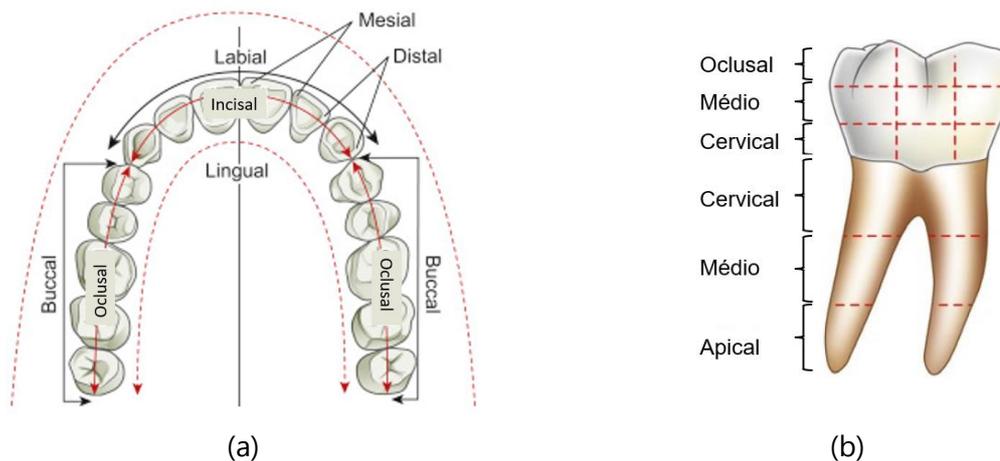


Figura 2.3 - Representação da terminologia associada a (a) cada uma das faces do dente e (b) à respectiva divisão em terços. No caso de dentes anteriores, o terço oclusal da coroa é denominado de terço incisal. Adaptado de [17] e de [18].

## 2.2. Estrutura anatômica e histológica de dentes

Apesar dos dentes apresentarem formas e tamanhos distintos, estes são semelhantes do ponto de vista histológico, sendo formados por três tecidos duros e mineralizados – o esmalte, a dentina e o cemento – e por um tecido conjuntivo mole – a polpa [19]. A representação esquemática dos vários componentes do dente pode ser observada na Figura 2.4. Quanto à sua organização anatômica, os dentes são constituídos pela coroa, responsável pela função mastigatória, e pela raiz, que proporciona a fixação dos dentes ao osso alveolar. As duas estruturas unem-se ao nível da zona cervical do dente [17]. A coroa é coberta pelo esmalte que, por sua vez, é suportado pela dentina, componente maioritária do dente, que também está presente na raiz [19], [20]. Na raiz a dentina é coberta, externamente, pelo cemento que, em conjunto com o ligamento periodontal e com o osso alveolar, proporciona a fixação dos dentes ao arco dentário [20]. Internamente, a dentina delimita a cavidade pulpar, onde se encontra a polpa [19], [20].

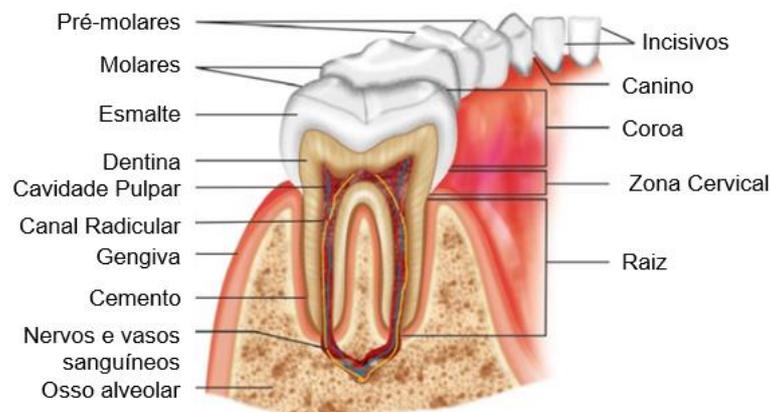


Figura 2.4 - Representação esquemática dos diversos componentes do dente. Adaptado de [17].

### 2.2.1. Esmalte

O esmalte dentário corresponde ao tecido mais duro e mineralizado do corpo humano [19]. Este reveste a superfície da coroa do dente de forma a conferir-lhe proteção às forças mecânicas aplicadas durante a mastigação de alimentos [20]. A sua estrutura apresenta uma espessura variável, atingindo um máximo de 2 a 3 mm na face incisal/oclusal da coroa, que decresce, gradualmente, em direção à linha cervical [19]. O esmalte é um tecido translúcido, razão pela qual a coloração da coroa é determinada pela dentina que lhe é subjacente [19], [21]. Quanto à sua composição química, a fase mineral é constituída, maioritariamente, por cristais de hidroxiapatite (90% - 92%), que se organizam em prismas alinhados paralelamente entre si e perpendicularmente à superfície do dente e à junção amelo-dentinária, zona de transição entre a dentina e o esmalte. O espaço intercrystalino é preenchido por compostos orgânicos (1% - 2%) e moléculas de água (4%) [19]. O esmalte maduro é um tecido acelular pelo que, ao contrário dos restantes componentes do dente, não tem a capacidade de regeneração, mas é permeável a iões, o que o torna suscetível às alterações físico-químicas devido ao contacto com fluidos orais [20]. O elevado teor mineral e a organização de cristais da hidroxiapatite fornecem ao esmalte a dureza necessária para o desempenho das suas funções, ainda que o tornem um tecido frágil, propício a fraturas aquando da remoção da camada de dentina [16].

### 2.2.2. Dentina

A dentina é um tecido mineralizado, elástico e avascular, que constitui o corpo do dente. Esta é coberta, externamente, pelo esmalte ou pelo cimento e rodeia, internamente, a cavidade pulpar, onde se localiza a polpa do dente [19]. Este tecido, quando saudável, apresenta uma coloração amarelada, podendo tornar-se acastanhado ou preto após a exposição a substâncias irritantes ou no decurso da formação de cáries [16], [19]. A dentina é composta por 70% de cristais de hidroxiapatite, 20% de compostos orgânicos, cujo componente maioritário é o colagénio do Tipo 1, e 10% de água [19]. A presença de fibras de colagénio confere à dentina propriedades elásticas, permitindo-lhe compensar a fragilidade do esmalte, impedindo que o mesmo fracture [17], [20]. Quanto à organização da dentina, esta é composta por túbulos microscópicos que partem da cavidade pulpar, atravessando-a radialmente em direção à sua superfície exterior. Cada um destes túbulos contém prolongamentos citoplasmáticos de odontoblastos, células da parede da polpa dentária responsáveis pela síntese da dentina [16], [20]. A presença de prolongamentos de odontoblastos confere à dentina a sensibilidade a estímulos fisiológicos e patológicos, assim como a capacidade de regeneração através da deposição de novas camadas de dentina [16], [20]. Esta deposição é responsável pelo aumento da sua espessura com o tempo [19].

### 2.2.3. Polpa e a cavidade pulpar

A polpa dentária corresponde a um tecido conjuntivo mole, fortemente vascularizado, innervado e rico em conteúdo celular. Este tecido localiza-se na cavidade pulpar, circunscrita pela dentina e revestida, perifericamente, por uma camada de odontoblastos [16], que se encontram intimamente associados a terminações nervosas, conferindo, assim, sensibilidade à dentina [16], [21]. O restante tecido da polpa é constituído por um conjunto de células próprias ao tecido conjuntivo, fibras de colagénio e uma rede de vasos sanguíneos, linfáticos e nervos sensoriais [16], [21]. Dada a sua composição, este tecido é responsável pela formação e nutrição da dentina, assim como pela proteção da estrutura dentária através da mediação da dor [16]. Do ponto de vista anatómico, a cavidade pulpar inicia-se na coroa e estende-se até ao ápice da raiz. A sua dimensão varia consoante o indivíduo e, para um mesmo indivíduo, de acordo com o tipo de dente, diminuindo de tamanho com a idade [19].

### 2.2.4. Cimento

O cimento corresponde à camada fina de tecido mineralizado e avascular que reveste a raiz dos dentes [16]. Este tecido permite a fixação dos dentes aos arcos dentários através da inserção de fibras do ligamento periodontal [20]. É formado por 45% a 50% de cristais de hidroxiapatite, 50% a 55% de compostos orgânicos, maioritariamente colagénio do Tipo 1, e água [19]. Tal como a dentina, este é depositado de forma contínua ao longo da vida do dente, neste caso devido à presença de cementoblastos na porção apical da raiz, que constituem o cimento celular ou secundário. Relativamente à porção do cimento que cobre a zona cervical, de salientar que é desprovida de células, sendo denominada de cimento acelular ou primário [16], [20]. Este tecido tem uma espessura variável, sendo mais fino na zona cervical (20 a 50  $\mu\text{m}$ ) e mais espesso ao nível do ápex da raiz (150 a 200  $\mu\text{m}$ ) [22].

## 2.3. Cárie dentária

A cárie dentária é uma doença infecciosa, caracterizada por uma destruição progressiva do tecido dentário mineralizado por ação de ácidos orgânicos [23]. O processo patológico inicia-se com a acidificação da placa bacteriana<sup>1</sup> devido ao aumento do número de bactérias cariogénicas, nomeadamente de *Streptococcus mutans*, *Streptococcus sobrinus*, de várias espécies de *Lactobacillus* e de *Actinomyces* [24] na placa de indivíduos saudáveis. Estas bactérias são responsáveis pela produção de ácidos orgânicos a partir do metabolismo de hidratos de carbono, nomeadamente de açúcares. [21]. A acidificação da placa bacteriana pode conduzir a uma dissolução de iões de cálcio e de fosfato do dente, num processo denominado de

---

<sup>1</sup> Placa bacteriana ou biofilme corresponde a uma camada de bactérias e proteínas salivares que se acumula sobre a superfície dos dentes [23].

desmineralização [16], [21]. Eventos frequentes de desmineralização podem sobrepor-se à remineralização natural dos dentes, isto é, à difusão dos íons de cálcio e fosfato da saliva para o tecido dentário. A prevalência de eventos de desmineralização sobre os eventos de remineralização leva, assim, à dissolução local do conteúdo mineral do dente e, por conseguinte, à formação da lesão [16], [21].

### 2.3.1. Progressão da cárie dentária e a sua manifestação clínica

A cárie dentária pode ter origem, quer na coroa, quer na raiz do dente, ocorrendo, habitualmente, em zonas de difícil acesso, devido a uma maior acumulação da placa bacteriana nestes locais (Figura 2.5) [16], [19]. Ao nível da coroa, a desmineralização inicia-se ligeiramente abaixo da superfície do esmalte [21], desenvolvendo-se, habitualmente, ao nível de fissuras ou em superfícies lisas, nomeadamente nos pontos de contacto entre os dentes adjacentes. A acumulação da placa na zona cervical do dente também pode levar à ocorrência de cárie nas superfícies lisas da coroa ou levar à formação da cárie da raiz, devido à desmineralização do cimento exposto na sequência de uma recessão da gengiva [16], [19].



Figura 2.5 - Representação de zonas de desenvolvimento de cárie nos dentes. Adaptado de [19].

Ao nível da coroa, a desmineralização contínua do esmalte conduz à formação de uma zona mais porosa e hidratada, dando origem a uma lesão denominada de *white spot area* (Figura 2.6), devido à sua aparência esbranquiçada e opaca num fundo translúcido [16], [21]. Esta lesão é não-cavitada, isto é, não apresenta perda da integridade do dente e pode ser revertida, caso sejam proporcionadas condições para a sua remineralização [1], [16]. Caso tal não se verifique, a desmineralização progride com formação de microcavitações, caracterizadas pelo aparecimento de uma superfície irregular e mais áspera do que a do esmalte saudável [16]. A crescente dissolução do corpo da lesão e a sua progressão para a dentina enfraquecem a superfície do esmalte, podendo levar ao seu colapso com formação de uma cavidade visível e consequente exposição da dentina [1], [16] ou ao desenvolvimento de uma cárie oculta. Relativamente à cárie oculta, é caracterizada por uma dentina desmineralizada, mas coberta por uma camada de esmalte visualmente saudável ou minimamente alterado, razão pela qual, por inspeção visual, o dente parece hígido [25].

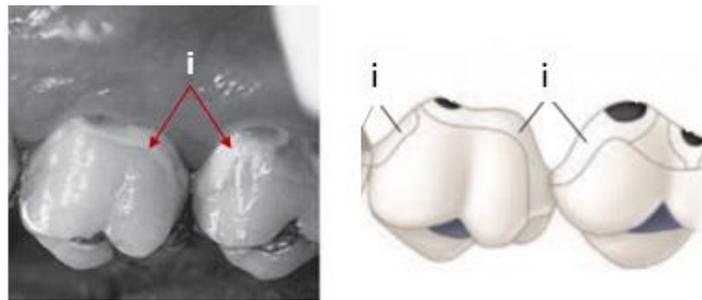


Figura 2.6 - Ilustração da lesão do tipo *white spot area* – i. Adaptado de [16].

Uma vez ocorrida a rotura da superfície do esmalte, as bactérias infetam a dentina, o que acelera a progressão da cárie no dente devido ao menor conteúdo mineral desta camada [16]. A progressão da lesão na dentina ocorre, essencialmente, através da continuação da dissolução da hidroxiapatite, com exposição da matriz de colagénio que é, posteriormente, desnaturada e degradada. Esta perda da integridade da matriz leva a uma progressão da invasão bacteriana ao longo da dentina [16] que, caso não seja revertida, pode comprometer a saúde da cavidade pulpar [21]. Assim, e a medida que a cárie progride, duas camadas distintas podem ser observadas ao nível da dentina lesionada: dentina infetada e dentina afetada (Figura 2.7 (c)) [16], [21]. A camada externa ou dentina infetada é caracterizada pela elevada contaminação bacteriana e degradação irreversível da matriz do colagénio, com alteração da cor e rigidez da dentina. Por baixo desta camada macia e fortemente desmineralizada, encontra-se a dentina afetada, também desmineralizada, mas em menor grau e com a matriz de colagénio preservada devido à ausência de bactérias cariogénicas [16], [21]. A progressão da cárie ao longo do dente encontra-se ilustrada na Figura 2.7.

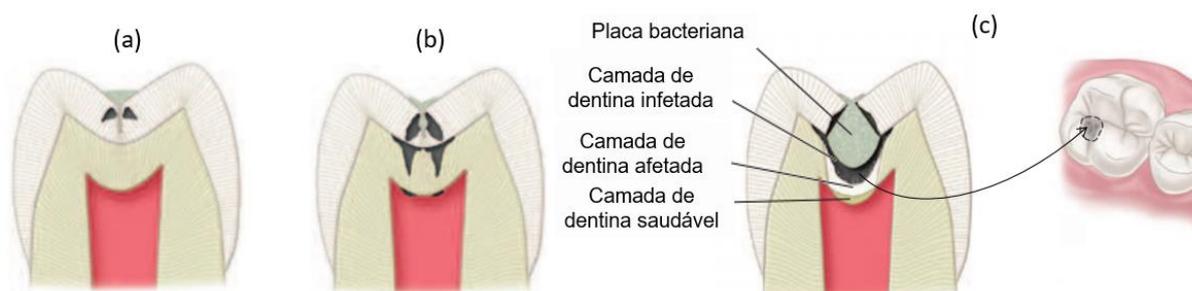


Figura 2.7 - Representação esquemática da progressão da cárie ao longo do dente. (a) Inicialmente, a lesão encontra-se confinada ao esmalte. (b) À medida que a cárie avança, o esmalte continua a ser desmineralizado, o que leva à formação de microcavitações com a progressão da desmineralização para a dentina. (c) A fratura do esmalte conduz à infeção da dentina e desenvolvimento de uma lesão avançada, caracterizada por uma camada fortemente contaminada e deteriorada (dentina infetada), seguida por uma camada menos contaminada, mas também fortemente desmineralizada (dentina afetada). A presença da lesão pode ser identificada através da formação de uma mancha escura, associada à dentina desmineralizada. Adaptado de [16].

Ao nível da raiz, as lesões ocorrem, tipicamente, na zona cervical devido à exposição do cemento, na sequência da recessão gengival [21], [26]. Do ponto de vista bioquímico, a

desmineralização da raiz é semelhante à da coroa, ainda que ocorra a um ritmo mais elevado, devido ao menores teores minerais do cimento e da dentina, quando comparados com o esmalte [21]. Sobre a desmineralização da raiz, é, ainda, de salientar que pode ter origem no cimento ou, em alguns casos, começar a desenvolver-se diretamente na dentina [27], sendo, também, caracterizada pela dissolução inicial da hidroxiapatite, seguida da degradação da matriz de colagénio [26].

## PROPRIEDADES DIELÉTRICAS E A SUA MEDIÇÃO

Este capítulo tem por finalidade introduzir conceitos associados à interação da radiação com materiais dielétricos (secção 3.1), bem como apresentar os principais métodos de caracterização de propriedades dielétricas de tecidos biológicos na gama das micro-ondas (secção 3.2). Por fim, na secção 3.3 são discutidos alguns fatores de erro que podem comprometer a qualidade das medições.

### 3.1. Interação da radiação com a matéria: propriedades dielétricas dos tecidos

A interação de campos eletromagnéticos com o meio é determinada pela sua permissividade  $\epsilon$  (interação com o campo elétrico), permeabilidade magnética,  $\mu$  (interação com o campo magnético) e pela condutividade,  $\sigma$  [28]. Do ponto de vista eletromagnético, os tecidos biológicos são dielétricos, isto é, são maus condutores e podem ser polarizados na presença de um campo elétrico externo [29]. A sua permeabilidade magnética é próxima do vácuo [28], o que torna a sua interação com campos magnéticos negligenciável. Deste modo, a interação de tecidos biológicos com campos eletromagnéticos é descrita, apenas, pela sua permissividade complexa,  $\epsilon(\omega)^*$ , em Farad por metro (F/m), de acordo com a Equação 3.1:

$$\epsilon(\omega)^* = \epsilon'(\omega) - j\epsilon''(\omega) \quad (3.1)$$

onde  $\epsilon'$  e  $\epsilon''$  correspondem à componente real e imaginária da permissividade complexa, respetivamente,  $j = \sqrt{-1}$  e  $\omega$  corresponde à frequência angular do campo aplicado, em radiano por segundo (rad/s). A permissividade do tecido pode, também, ser apresentada sob a forma da permissividade relativa,  $\epsilon_r$ , de acordo com a Equação 3.2:

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon'}{\epsilon_0} - j \frac{\epsilon''}{\epsilon_0} = \epsilon_r' - j\epsilon_r'' \quad (3.2)$$

Esta corresponde à razão entre a permitividade complexa e a permitividade do vácuo,  $\epsilon_0 = 8.8541 \times 10^{-12} \text{ Fm}^{-1}$ , e é por isso, uma grandeza adimensional.

A parte real da permitividade complexa é uma medida da capacidade de armazenamento da energia elétrica por parte do material, sendo também denominada de constante dielétrica. Já a parte imaginária, reflete a natureza dissipativa do material [28], [29], que inclui tanto a dissipação associada a fenômenos dielétricos,  $\epsilon_d''$ , como por exemplo a fricção associada à orientação de dipolos, como a condutividade do material,  $\sigma$  (S/m) [28], e pode ser expressa de acordo com a Equação 3.3:

$$\epsilon_r'' = \frac{\epsilon_d''}{\epsilon_0} + \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} \quad (3.3)$$

Por esta razão,  $\epsilon_r''$  é também conhecido por fator de perdas.

As propriedades dielétricas dos tecidos resultam da contribuição de diferentes mecanismos físicos, nomeadamente, da condução iónica e das polarizações eletrónica, atómica e dipolar. A intensidade de cada um destes fenômenos e a consequente contribuição para o comportamento dielétrico do tecido varia ao longo do espectro de frequência (Figura 3.1) [28], [29]. A polarização dipolar de moléculas de água, livres ou ligadas a estruturas celulares, é o principal mecanismo físico responsável pela variação da resposta dielétrica dos tecidos na gama de frequências das micro-ondas [30].

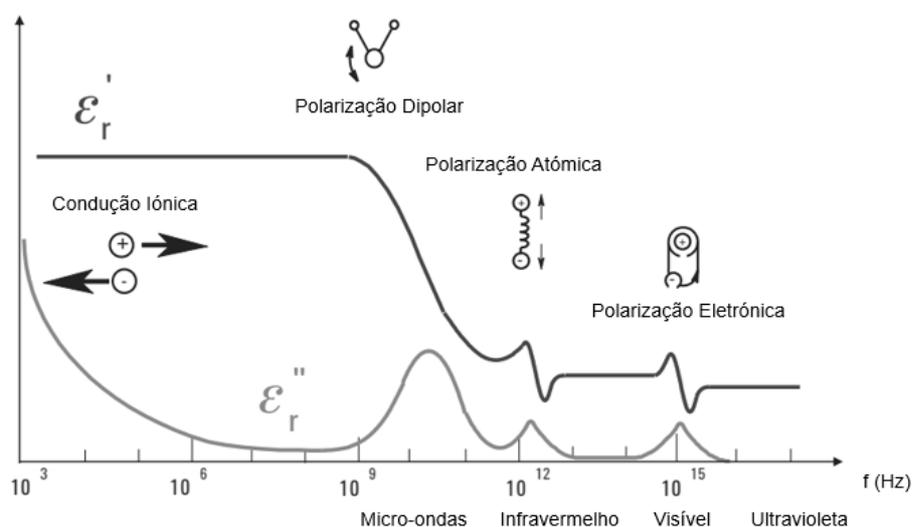


Figura 3.1 - Variação da permitividade complexa de um material dielétrico com a frequência. Adaptado de [31].

As propriedades dielétricas dos tecidos são, assim, bastante influenciadas pelo seu teor de água [11]. Tecidos menos hidratados, como a gordura, são caracterizados por valores de

permissividade relativa e condutividade mais baixas que os tecidos mais hidratados, como é o caso do músculo [11]. Durante o desenvolvimento de patologias, a maioria está associada à variação no conteúdo hídrico dos tecidos [30], também verificado durante a formação da cárie [13], o que pode ser, assim, explorado pelo diagnóstico por micro-ondas. Assim, as alterações patológicas dos tecidos serão caracterizadas por propriedades dielétricas distintas. Este contraste dielétrico entre estruturas será responsável por uma maior dispersão de ondas eletromagnéticas, fenómeno que se encontra na base do diagnóstico por micro-ondas [11].

## 3.2. Métodos de medição de propriedades dielétricas na gama de micro-ondas

O conhecimento das propriedades dielétricas de tecidos biológicos é essencial para a compreensão do comportamento dos tecidos, quando submetidos a campos eletromagnéticos, sendo fulcral para o desenvolvimento de novos dispositivos de terapêutica e diagnóstico médico. Ao longo das últimas décadas, foram propostas várias técnicas de caracterização dielétrica de materiais. Estes diferem entre si pela natureza das amostras medidas, pelo grau de manuseamento necessário para a preparação da amostra e pela gama de frequências que pode ser adquirida com o método [29]. De entre os métodos disponíveis, são habitualmente empregues para a caracterização de permissividade complexa de tecidos biológicos na gama das micro-ondas os seguintes [15]:

- Métodos ressonantes – perturbação da cavidade (*cavity perturbation*);
- Método de sonda coaxial de extremidade aberta (*open-ended coaxial probe, OECP*);
- Método de linha de transmissão (*transmission line*).

O sistema de aquisição de cada um dos métodos listados pode ser consultado na Figura 3.2. Cada um dos sistemas recorre a um dispositivo de emissão e amostragem de ondas eletromagnéticas denominado de analisador de rede vetorial (*Vector Network Analyzer, VNA*), que permite detetar, sob a forma de parâmetros-S ou coeficientes de dispersão, quer os sinais refletidos ( $S_{11}$  e  $S_{22}$ ), quer os sinais transmitidos ( $S_{12}$  e  $S_{21}$ ) pela amostra em estudo entre o porto 1 e 2, para um exemplo de um VNA com dois portos [28].

Os métodos ressonantes são, geralmente, mais precisos quando comparados com os não ressonantes. Contudo, apenas são capazes de estimar a permissividade complexa a uma única frequência ou a um conjunto discreto de frequências [28]. De entre as abordagens ressonantes, a técnica da cavidade, baseada no método de perturbação, é a mais frequentemente aplicada (Figura 3.2 (a)) [15]. Esta consiste na determinação de alterações no fator de qualidade e frequência de ressonância da cavidade após a inserção da amostra. Esta informação, aliada à dimensão da amostra, permite determinar a sua permissividade complexa para a frequência de operação [29], [31]. As medições conduzidas com este método apresentam uma precisão elevada e são aplicáveis a amostras de dimensões reduzidas. No

entanto, esta abordagem é limitada pela necessidade de ajustar a amostra à forma e dimensão da cavidade [15], o que dificulta a sua aplicação para a medição de sólidos irregulares como o dente.

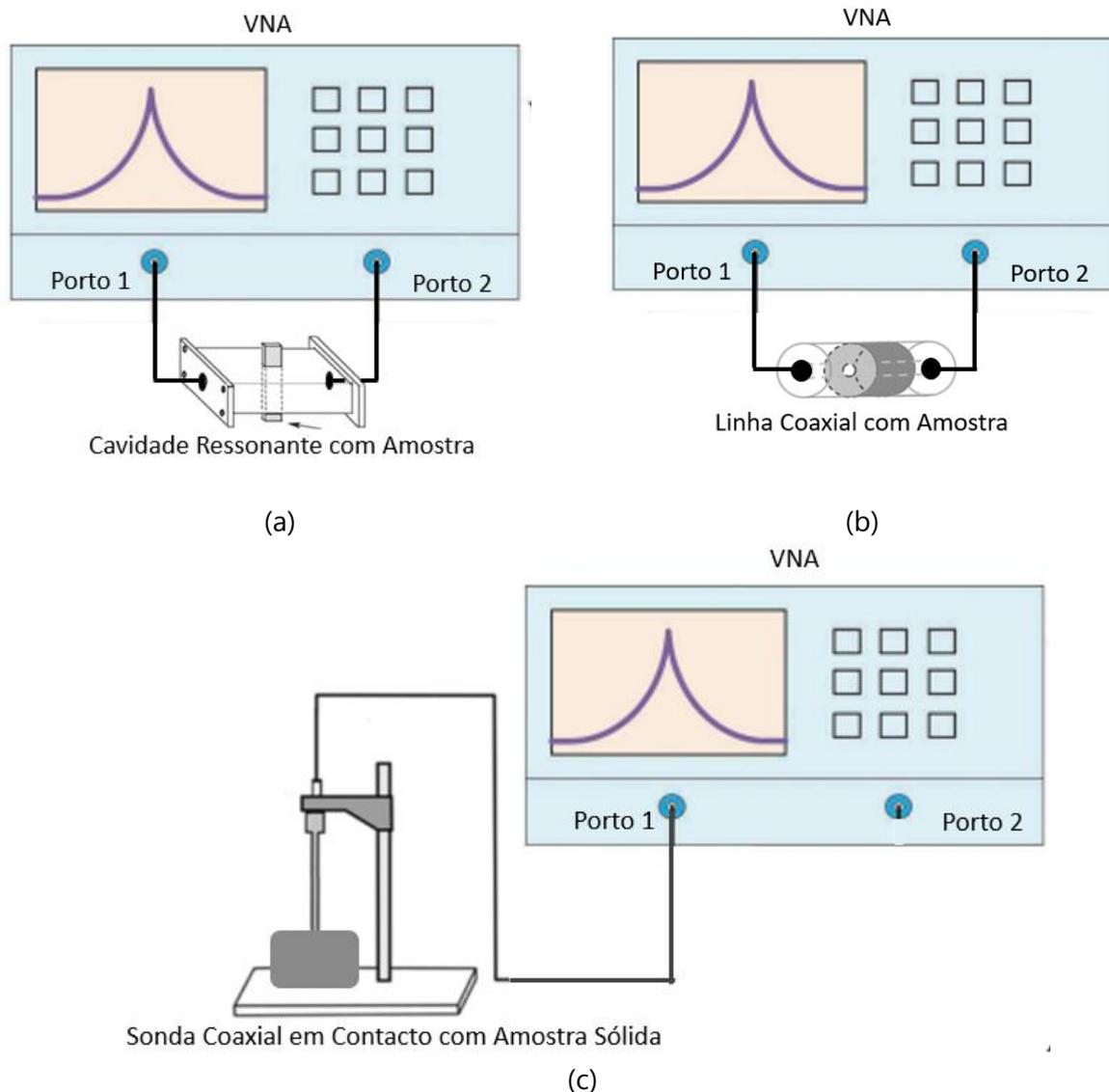


Figura 3.2 - Sistema de aquisição de métodos utilizados na caracterização dielétrica de tecidos biológicos: (a) método de cavidade ressonante; (b) linha de transmissão; (c) sonda coaxial de extremidade aberta. No método de cavidade (a), a amostra é inserida numa cavidade ressonante. As propriedades dielétricas são estimadas a partir do volume da amostra e das alterações observadas no fator de qualidade e na frequência de ressonância da cavidade. No método da linha de transmissão (b), a amostra é inserida numa linha coaxial ligada a cada um dos dois portos do VNA por forma a registar os parâmetros  $S_{11}$  e  $S_{21}$  para a posterior conversão em permitividade complexa. Já no método da sonda coaxial de extremidade aberta (c), a sonda é pressionada contra a superfície da amostra e os parâmetros  $S_{11}$ , registados na sequência da reflexão parcial do campo eletromagnético propagado pela sonda ao nível da interface sonda-objeto, são convertidos em permitividade complexa da amostra pelo VNA. Adaptado parcialmente de [29] e de [32].

Os métodos não ressonantes permitem determinar as propriedades dielétricas dos tecidos numa ampla gama de frequências. Estes métodos exploram a reflexão parcial de ondas eletromagnéticas, que ocorre ao nível da interface entre dois meios, para o cálculo das propriedades do material, a partir da medição do sinal refletido e/ou do transmitido através da amostra [31]. No caso do método da linha de transmissão, a amostra é inserida dentro de uma porção da linha de transmissão que, geralmente, corresponde a um guia de ondas retangular (*rectangular waveguide*) ou a uma linha coaxial (*coaxial line*), Figura 3.2 (b) [29]. Este sistema é ligado aos dois portos do VNA por forma a adquirir os sinais refletidos ( $S_{11}$  ou  $S_{22}$ ) e os sinais transmitidos ( $S_{21}$  ou  $S_{12}$ ) que, posteriormente, são convertidos em permitividade complexa da amostra [29], [32]. Este método também pode requerer uma preparação prévia da amostra, especialmente quando a medição é conduzida com recurso a uma linha coaxial, visto que a amostra tem de ser ajustada à forma da linha [32]. Já no método de sonda coaxial de extremidade aberta (Figura 3.2 (c)), a medição é efetuada ao encostar a sonda à superfície da amostra ou ao inseri-la no interior da amostra líquida. Este método corresponde a uma versão truncada da linha de transmissão. A sonda é ligada a um dos portos de VNA e a permitividade complexa é determinada a partir dos sinais  $S_{11}$  registados, na sequência da reflexão parcial do campo eletromagnético propagado pela sonda ao nível da interface sonda-objeto [29], [32].

As vantagens e as desvantagens, habitualmente apontadas para cada um dos métodos, assim como as considerações assumidas pelo método relativamente à amostra encontram-se sumarizadas na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Sistematização das características dos principais métodos de medição de propriedades dielétricas na gama das micro-ondas. Construído com base em [29] - [33].

	<b>Cavidade Ressonante</b>	<b>Linha de Transmissão</b>	<b>Sonda Coaxial de Extremidade Aberta</b>
<b>Vantagens</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Elevada precisão;</li> <li>- Aplicável a amostras de tamanho reduzido.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medição de permitividade numa ampla gama de frequências;</li> <li>- Aplicável a amostras anisotrópicas (guia de ondas).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medição de permitividade numa ampla gama de frequências;</li> <li>- Simples e fácil de aplicar;</li> <li>- Adequado para medições <i>in vivo</i>.</li> </ul>
<b>Desvantagens</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medição de permitividade num conjunto discreto de frequências;</li> <li>- Necessita de ajuste prévio da amostra à forma e dimensão da cavidade;</li> <li>- Não é adequado para medições <i>in vivo</i>.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Qualidade da medição é limitada pela presença de ar entre amostra e linha de transmissão;</li> <li>- Baixa precisão quando o comprimento da amostra é múltiplo da metade do comprimento de onda aplicado;</li> <li>- Não é adequado para medições <i>in vivo</i>.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Qualidade da medição é limitada pela presença de ar entre amostra e a sonda.</li> </ul>
<b>Amostra</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Amostra homogénea;</li> <li>- Amostra isotrópica;</li> <li>- Amostra preenche a cavidade de inserção;</li> <li>- Adequado para materiais com baixa dissipação de energia.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Amostra com superfícies lisas, planas e perpendiculares à secção transversal da linha de transmissão;</li> <li>- Amostra homogénea;</li> <li>- Adequado para materiais com dissipação energética baixa a elevada.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Amostra com espessura semi-infinita;</li> <li>- Amostra homogénea;</li> <li>- Amostra isotrópica;</li> <li>- Amostra com superfícies lisas e planas;</li> <li>- Adequado para materiais dissipativos.</li> </ul>

De entre os métodos apresentados, o método da sonda coaxial de extremidade aberta é o mais utilizado para a caracterização dielétrica de tecidos biológicos [15]. De facto, é um método simples e fácil de aplicar, uma vez que a permitividade complexa do tecido é adquirida ao pressionar (levemente) a sonda contra a superfície da amostra, e permite realizar medições, quer *in vivo*, quer *ex vivo* de tecidos biológicos sobre uma ampla gama de frequências [15]. Contudo, também apresenta limitações, nomeadamente, o seu desempenho é comprometido pela presença de zonas de ar entre a superfície da sonda e da amostra. Aliás, devido à possível interferência do ar nas medições este método não é recomendado para a medição de sólidos cujas superfícies não sejam maleáveis e que, por isso, não se consigam ajustar facilmente à superfície da sonda [15], [31]. Apesar desta limitação, esta técnica tem sido amplamente utilizada para a medição de amostras sólidas, como se pode verificar pela Tabela 3.2 que sumariza as técnicas aplicadas para a avaliação de ossos e dentes. Assim, o desempenho desta abordagem será testado na presente dissertação de mestrado para a medição de propriedades dielétricas dos dentes.

Tabela 3.2 - Técnicas de medição utilizadas para a caracterização dielétrica de amostras sólidas *ex vivo*. Adaptado parcialmente de [34].

<b>Autor</b>	<b>Método de Medição</b>	<b>Intervalo de Frequências</b>	<b>Tecido</b>
Ivancich <i>et al.</i> [35] (1995)	Linha coaxial	10 MHz a 1,3 GHz	Osso cortical e trabecular bovino
Gabriel <i>et al.</i> [36] (1996)	OECP	10 Hz a 20 GHz	Osso cortical suíno
Peyman <i>et al.</i> [37] (2010)	OECP	50 MHz a 20 GHz	Osso cortical suíno
Irastorza <i>et al.</i> [38] (2011)	OECP	80 MHz a 1 GHz	Osso cortical bovino
Meaney <i>et al.</i> [39] (2012)	Tomografia micro-ondas	900 MHz a 1,3 GHz	Osso trabecular bovino
Irastorza <i>et al.</i> [40] (2014)	OECP	100 MHz a 1,3 GHz	Osso trabecular humano
Amin <i>et al.</i> [41] (2020)	OECP	500 MHz a 8,5 GHz	Osso trabecular humano
Hoshi <i>et al.</i> [13] (1998)	OECP	40 MHz a 40 GHz	Dentes humanos
Nikawa <i>et al.</i> * [14] (2000)	Guia de ondas e antena	33 GHz a 110 GHz	Dentes semisseccionados
Masi <i>et al.</i> [42] (1987)	Linha coaxial	1 Hz a 1,35 GHz	Dentes semisseccionados
Meaney <i>et al.</i> [43] (2015)	OECP	100 MHz a 8,5 GHz	Dentes humanos
Li <i>et al.</i> [44] (2021)	OECP	1 a 20 GHz	Dentes humanos

\*Medição do coeficiente de transmissão, sem o cálculo da permitividade complexa.

### 3.3. Potenciais fatores de erro e cuidados a considerar

Tal como discutido anteriormente, de entre os métodos disponíveis para a medição de propriedades dielétricas de tecidos biológicos, o método da sonda coaxial de extremidade aberta é, frequentemente, utilizado devido à sua simplicidade e à possibilidade de realizar as medições, quer *in vivo*, quer *ex vivo* [15]. Apesar das vantagens, esta técnica também apresenta limitações que podem induzir erros na determinação da permitividade complexa e cuja presença deve ser tida em consideração aquando da medição. Estes fatores de erro podem ter origem no próprio equipamento, no procedimento adotado, na alteração de condições de medição e, ainda, nas considerações assumidas pela própria técnica (por exemplo, amostra semi-infinita e homogénea) [15], [29]. Estas fontes de erro podem ser agrupadas em: fontes de erros aleatórios ou do "Tipo A", tratando-se de fatores que afetam a repetibilidade da medição; e fontes de erros sistemáticos ou do "Tipo B", que se traduzem na redução da precisão do sistema de medição [45].

Os erros do "Tipo A" podem advir quer do sistema de medição, por exemplo do ruído eletrónico [28], quer das características do tecido biológico e da forma como este interage com o sistema [15], sendo principalmente determinados por fatores inerentes ao tecido. Assim, aspetos como a dimensão da amostra e a qualidade da sua superfície, que se reflete na qualidade de contacto entre a sonda e o material, variações térmicas e a desidratação, também devem ser tidas em conta aquando da preparação e execução da experiência [15]. A largura e a profundidade da amostra devem ser tais que esta possa ser assumida semi-infinita comparativamente ao volume de deteção da sonda (*sensing volume*). Caso contrário, a medição poderá ser afetada pelas propriedades de tecidos adjacentes [15], [46]. Relativamente ao *sensing volume* da sonda, este é definido por um raio (*sensing radius*) e por uma profundidade de deteção (*sensing depth*) que se estendem, transversalmente e longitudinalmente, a partir do centro da extremidade da sonda, respetivamente [46], [47]. O conhecimento do *sensing volume* da sonda é essencial, pois permite determinar o tamanho mínimo necessário da amostra [47]. Estudos dedicados à análise do *sensing volume* sugerem que este é variável, dependendo dos materiais e do diâmetro da sonda, das propriedades dielétricas do tecido e, ainda, da frequência de aquisição [46], [48], podendo ser uma ordem de magnitude abaixo do valor estipulado pelo fabricante [46]. Assim, enquanto para a *Slim Form Probe* da Keysight (sonda utilizada no presente estudo) é aconselhada uma amostra mínima de 5 mm espessura e de extensão em torno da sonda [49], Farrugia *et al.* [46] sugere que amostras com espessuras na ordem dos 2 a 3 mm podem ser suficientes para uma boa caracterização do tecido com a mesma sonda. Quanto à extensão radial do *sensing volume* da sonda, a simulação conduzida por La Gioia *et al.* [50], para tecidos com diferentes propriedades dielétricas, demonstrou que o seu valor máximo é de 1,5 mm. Assim, segundo a autora, este valor pode ser adotado durante o planeamento de medições de tecidos com composição desconhecida. Apesar destas referências, quando as amostras apresentam dimensões reduzidas, a adequabilidade da di-

mensão pode ser confirmada, experimentalmente, através da inserção de um material contrastante por baixo e em torno da amostra, a fim de confirmar a ausência de reflexões indesejadas dos materiais adjacentes [15], [46].

A presença de superfícies irregulares e, por conseguinte, a qualidade de contacto entre a sonda e o tecido também deve ser verificada, visto que este fator é responsável pela má repetibilidade da medição. Esta deve-se à presença de ar em contacto direto com a sonda, com consequente distorção de propriedades dielétricas do objeto em estudo. Na maioria dos casos, este fator pode ser evitado através da análise prévia de superfícies disponíveis, por forma a selecionar zonas mais planas para a medição, e pela inspeção visual do contacto produzido [15]. Outro fator que contribui para a elevada variabilidade dos resultados é a pressão aplicada pela sonda sobre o tecido. De facto, se por um lado as pressões demasiado elevadas podem levar à compressão dos tecidos, com acumulação de fluidos em torno da sonda, pressões demasiado baixas podem não ser suficientes para evitar a presença de ar [15]. Contudo, e uma vez que o dente é um tecido sólido, não se prevê que a pressão aplicada sobre a superfície influencie o resultado de medição. Tendo em consideração a variabilidade induzida por fatores externos, é recomendável a realização de múltiplas medições por cada local de medição, sendo, normalmente, conduzidas três medições por local [46], e a consideração de vários locais de medição por amostra [15], [46]. Por fim, as propriedades dielétricas são dependentes da temperatura e variam com o grau de hidratação da amostra [15], [46]. Assim, a variação destes fatores ao longo da medição deve ser minimizada. Devido a questões técnicas, nem sempre é possível realizar a experiência à temperatura corporal. No entanto, a temperatura da amostra deve ser controlada e reportada através do seu registo, antes e após cada medição [46].

Os erros do "Tipo B" estão, principalmente, relacionados com o equipamento de medição utilizado, nomeadamente, imperfeições do VNA e do sistema de montagem [28], com a qualidade das medições de calibração e de validação efetuadas e com a manutenção ao longo das medições [15], [45]. A calibração do sistema pretende compensar os erros sistemáticos do equipamento, como, por exemplo, o desajuste de impedâncias entre os diferentes componentes da montagem [51], estabelecendo uma relação entre os parâmetros medidos e os esperados aquando do teste com os materiais padrão [28], [51]. Tipicamente, a calibração é efetuada através da medição da permitividade complexa: de um circuito aberto, isto é, da sonda rodeada de ar; de um curto-circuito, produzido através da ligação de um *short-block* (ou seja, um material que produz curto-circuito) à sonda; e de água desionizada, embora esta possa ser substituída por outro material, desde que as suas propriedades dielétricas sejam bem caracterizadas [15], [46]. A qualidade deste procedimento é essencial para a obtenção de medições fiáveis. Assim, esta deve ser confirmada através da repetição de medições com curto-circuito, circuito aberto e água desionizada, bem como validada com um novo líquido de referência, habitualmente água com NaCl com uma concentração de 0,1 M [15],[46]. A sua posterior comparação com os valores tabelados permitirá estimar a precisão com que a permitividade complexa será obtida [15].

Embora a calibração e validação tenham por objetivo assegurar a precisão do sistema, também podem constituir fontes de erro [15], [29]. De facto, os erros podem ser induzidos pelas alterações ambientais durante o procedimento, visto que a permitividade complexa varia com a temperatura, a humidade e a pressão, ou à contaminação da sonda ou de materiais de referência [15]. Assim, as condições do equipamento devem ser verificadas antes do procedimento e fatores como a temperatura e a humidade devem ser registados e mantidos constantes. A movimentação do cabo de ligação da sonda ao VNA, quando utilizado, também deve ser evitada, exigindo, sempre que ocorre, uma nova calibração do equipamento [15]. Durante a calibração ou validação com líquidos, o *sensing volume* da sonda deve estar contido no volume ocupado pelo líquido, por forma a evitar reflexões indesejadas ao nível da superfície do recipiente [15]. A formação de bolhas de ar entre o líquido e a sonda deve, também, ser evitada, uma vez que se estima que a sua presença, no *sensing volume*, possa conduzir a um desvio até 20% na permitividade complexa registada [15]. Durante a produção do curto-circuito, o contacto entre a sonda e o *short-block* deve ser verificado, de modo a evitar, também nesta fase de calibração, a influência do ar na medição [15], [46]. Já no circuito aberto, é necessário assegurar que o volume de deteção da sonda é ocupado apenas pelo ar [46]. Por fim, o desvio do VNA das condições de calibração pode, também, ocorrer com o tempo (*VNA drifting*), o que conduz à necessidade de recalibrar e revalidar periodicamente o equipamento [15].

## MÉTODOS COMPLEMENTARES DE DIAGNÓSTICO

Este capítulo tem início com a apresentação sumarizada de métodos complementares atualmente disponíveis para a deteção da cárie (secção 4.1), das suas vantagens e limitações, bem como das principais linhas de investigação de novas tecnologias, a fim de ilustrar, por um lado, os progressos alcançados no campo da deteção da cárie e, salientar, por outro lado, a contínua procura por métodos mais eficazes. Em seguida, é introduzido o diagnóstico por micro-ondas com foco na discussão das propriedades dielétricas de dentes, até agora reportadas, (secção 4.2.1) e de experiências, até ao momento conduzidas, para a deteção da cárie (secção 4.2.2).

### 4.1. Métodos de deteção de cárie disponíveis no mercado e em desenvolvimento

No contexto clínico atual, a deteção da cárie passa, principalmente, pela inspeção visual e tátil dos dentes, podendo também ser complementada com exames radiográficos [7], [52] para a deteção de lesões que não se encontram visíveis. Contudo, estes métodos são limitados pela subjetividade, por uma sensibilidade limitada, principalmente de lesões precoces e, no caso de exames radiográficos, pela exposição do paciente a radiação ionizante [6], [9]. Assim, e de modo a colmatar as limitações associadas a métodos, tradicionalmente, empregues no contexto clínico, nas últimas décadas foram introduzidas no mercado tecnologias complementares para a deteção de cárie dentária. Estas novas tecnologias recorrem ou à exploração de alterações nas propriedades óticas (como a dispersão, absorção e fluorescência) e elétricas (condutividade e impedância) do conteúdo mineral do dente, na sequência da progressão da cárie, ou à avaliação da atividade de bactérias cariogénicas, responsáveis pela desmineralização [10]. De seguida, serão discutidos os principais métodos complementares para a deteção de cárie, atualmente disponíveis no mercado, bem como as suas vantagens e limitações.

A Transiluminação com Fibra Ótica (*Fibre-Optic Transillumination*, FOTI) é uma tecnologia de detecção de cárie baseada na avaliação da luz transmitida através da superfície do dente, quando este é iluminado por uma luz branca. Uma vez que a zona afetada pela cárie absorve e dispersa mais luz do que o tecido saudável, a lesão é identificada pelo aparecimento de uma área escura num fundo mais claro (Figura 4.1) [53].

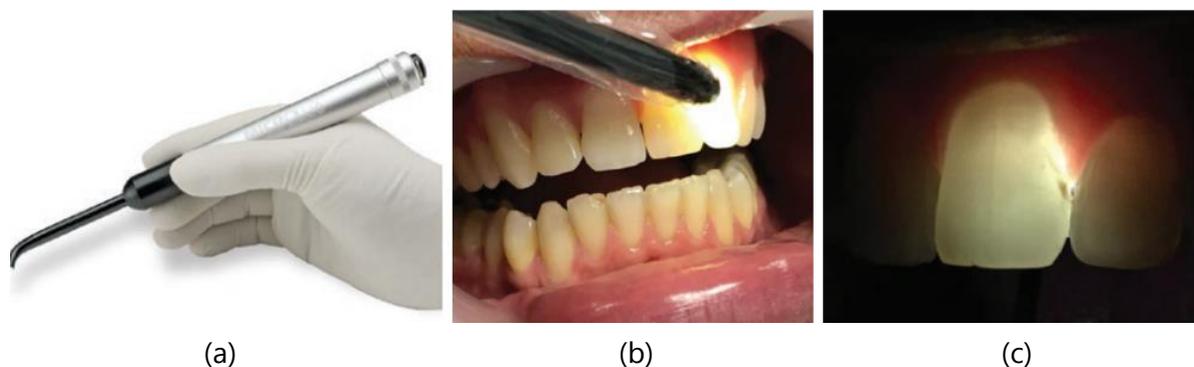


Figura 4.1 - Aplicação do sistema de detecção (a) FOTI para a detecção de cárie. (b) Posicionamento do dispositivo na cavidade oral para a avaliação da cárie presente num incisivo. (c) Aspeto do dente durante a aplicação da FOTI: a cárie é identificada pela presença de uma mancha escura. Adaptado de [53].

Uma das principais desvantagens deste método reside na impossibilidade de registar, automaticamente, o resultado do exame, o que dificulta a monitorização da lesão ao longo do tempo. Para ultrapassar esta limitação, foi introduzida a versão digital de FOTI, Transiluminação Digital com Fibra Ótica (*Digital Fibre-Optic Transillumination*, DiFOTI) que, por incorporar uma câmara, permite a produção e armazenamento da imagem para posterior visualização [53]. Este método pode, também, funcionar na gama do infravermelho próximo - Transiluminação por Infravermelho Próximo (*Near-Infrared Light Transillumination*, NILT) (Figura 4.2). A sua principal vantagem, comparativamente à luz visível, consiste numa maior transparência do esmalte saudável a esta gama de frequências, o que permite, por um lado, aumentar a penetração do feixe na estrutura do dente e, por outro lado, aumentar o contraste entre as zonas desmineralizada e saudável [54].

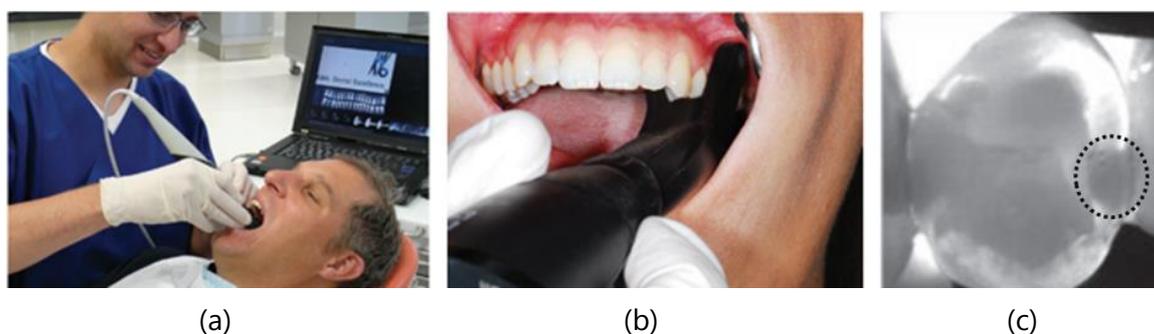


Figura 4.2 - Aplicação do sistema de detecção (a) NILT para a detecção da cárie. (b) Posicionamento do dispositivo (com a fonte de infravermelhos e a câmara intraoral) para a aquisição de imagem do molar. (c) Imagem produzida por NILT: a cárie (círculo) é identificada pela presença de uma mancha escura num fundo transparente. Adaptado de [54].

Outras abordagens, habitualmente utilizadas para a deteção de cáries, recorrem à exploração da fluorescência natural dos dentes e/ou de produtos de atividade bacteriana. Estes dispositivos podem avaliar a presença de cárie: através do sinal medido localmente, disponibilizando apenas um resultado numérico; ou através da produção de uma imagem do dente que pode ser, posteriormente, processada por forma a disponibilizar, também, uma quantificação objetiva da lesão [55]. Sistemas fluorescentes sem a produção de imagem, como o DIAGNOdent, baseiam-se na interação da luz vermelha com produtos metabólicos de bactérias cariogénicas, com conseqüente emissão de radiação de comprimento de onda mais longo (Figura 4.3). Estes sistemas assumem que a intensidade da fluorescência, ao nível da cárie, está correlacionada com a intensidade da contaminação bacteriana e esta, por sua vez, correlaciona-se com a gravidade da lesão [56].



Figura 4.3 - Aplicação do (a) sistema de fluorescência sem a produção de imagem (DIAGNOdent) para a deteção da cárie. (b) A sonda é colocada sobre a superfície do dente durante a emissão da luz vermelha e a medição do efeito de fluorescência. A severidade da cárie é expressa através de um valor numérico. Adaptado de [6] e de [56].

No que concerne aos sistemas fluorescentes com a produção de imagem, estes exploram a fluorescência natural dos dentes, nomeadamente da dentina, na presença de luz azul-violeta, com a emissão na gama do verde-amarelo. Estes sistemas relacionam a redução do sinal registado ao nível da cárie, quando comparado com o tecido saudável, com o grau de desmineralização da lesão (Figura 4.4) [55]. Esta redução surge na sequência do aumento da dispersão da luz, ao nível da zona desmineralizada, com conseqüente redução da penetração do feixe até a dentina, onde a fluorescência ocorre com maior intensidade. Para além da medição da intensidade da luz emitida na gama do verde-amarelo, dispositivos do tipo QLF (*Quantitative Light-induced Fluorescence*) também detetam a presença de bactérias cariogénicas, através da medição da luz vermelha emitida por metabolitos presentes na placa bacteriana. A inclusão desta medição é vantajosa na medida em que auxilia a determinação da atividade da lesão, assim como a distinção entre a descoloração do dente causada por causas cariogénicas e não cariogénicas [10].

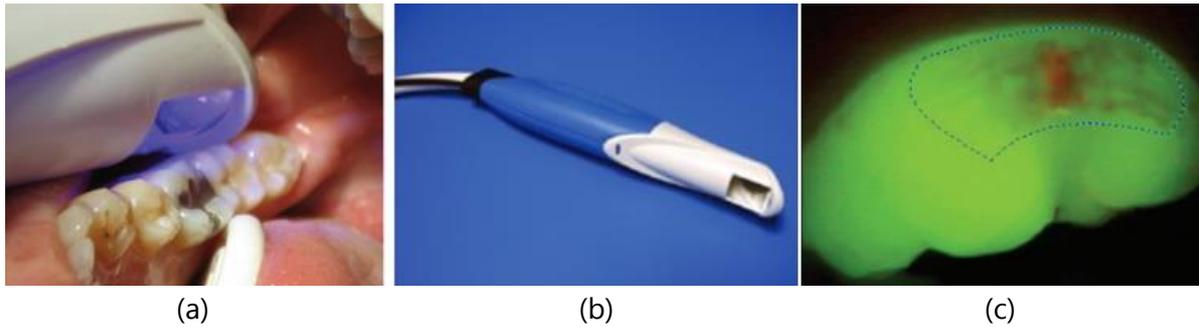


Figura 4.4 - Aplicação do (a) sistema de fluorescência com produção de imagem (QLF) para a deteção da cárie. Durante a avaliação, o dispositivo (b) ilumina o dente com o comprimento de onda pretendido e captura a fluorescência com a câmara que incorpora. (c) Imagem produzida pelo dispositivo: a zona desmineralizada é identificada pela presença de uma mancha escura num fundo fluorescente. A mancha avermelhada indica a presença de bactérias cariogénicas. Adaptado de [57].

O processo de desmineralização também afeta as propriedades elétricas do dente, observando-se que a perda do conteúdo mineral causa, também, um aumento da porosidade, com conseqüente aumento da retenção da saliva no tecido mineral. Estas alterações refletem-se no aumento da condutividade e na redução da impedância do dente lesionado, comparativamente ao dente saudável. Inicialmente, estas alterações eram monitorizadas através da aplicação de uma corrente contínua (*Electrical Conductance Monitoring*) e, mais recentemente, através da aplicação de espectroscopia por impedância (*Alternating Current Impedance Spectroscopy*) (Figura 4.5) [12].

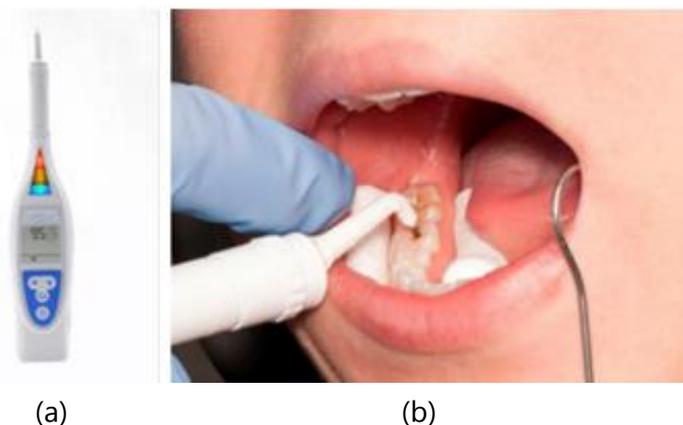


Figura 4.5 - Aplicação do dispositivo de (a) espectroscopia por impedância (CarieScan) para a avaliação da cárie. Durante a medição (b), o dispositivo é colocado em contacto com o dente e o grau de desmineralização é expresso através de um resultado numérico. Adaptado de [6].

Recentemente, um sistema de Radiometria Fototérmica e Luminescência Modulada (*Photothermal Radiometry and Modulated Luminescence*) foi desenvolvido para a deteção e a monitorização de alterações na estrutura cristalina do dente (Figura 4.6). Este método recorre ao registo simultâneo do calor (respostas fototérmica) e da radiação na gama do infravermelho (resposta luminescente) emitidos pela superfície do dente, na sequência da sua exposição à pulsos de laser de baixa energia [58]. O facto do tecido desmineralizado permitir, por um

lado, concentrar o calor e, por outro, reduzir a luminescência (devido à dispersão da luz), possibilita detectar e quantificar objetivamente a severidade da cárie [12].

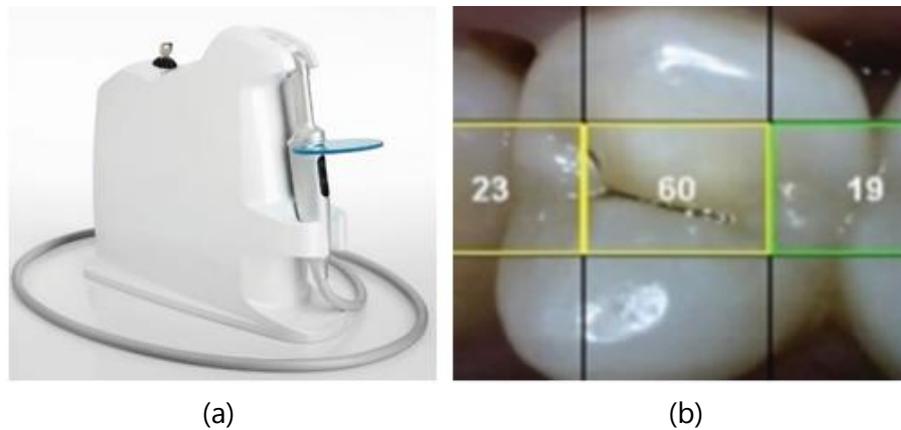


Figura 4.6 - Aplicação do dispositivo de (a) radiometria fototérmica e luminescência modulada (Canary System). Este sistema incorpora uma câmara intraoral para a medição de radiação infravermelha emitida pelo dente após a aplicação do laser de baixa energia. (b) Imagem registada pelo dispositivo e classificação gerada para cada porção do dente. Adaptado de [58].

A sistematização do desempenho de cada um dos dispositivos mencionados quanto à capacidade de deteção de cárie em diferentes superfícies do dente e em dentes restaurados (cárie secundária), relativamente à possibilidade de serem usados na distinção entre cárie precoce (confinada ao esmalte) e mais avançada (atingindo a dentina), assim como as respetivas vantagens e limitações, pode ser consultada na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 - Sistematização das características dos principais métodos de detecção de cárie. Construído com base em [6], [10], [53], [54], [56], [58].

<b>MÉTODO DE DETECÇÃO</b>		
	<b>Transiluminação por Fibra Ótica</b>	<b>Transiluminação por Infravermelho Próximo</b>
<b>SUPERFÍCIES DE DETECÇÃO:</b>		
- Oclusal (sulcos e fissuras)	Sim	Sim
- Proximal (mesial e distal)	Sim	Sim
- Superfícies lisas (bocal e lingual)	Sim	Não
- Raiz	Sim	Não
<b>SEVERIDADE DA LESÃO:</b>		
- Esmalte	Sim	Sim
- Dentina	Sim	Sim
<b>TIPO DE LESÃO (coroa e raiz):</b>		
- Primária	Sim	Sim: coroa Não: raiz
- Secundária	Sim	Na coroa (em alguns casos)
<b>SENSIBILIDADE (%)</b>	4-94%	96,1%: oclusal [10] 97%: proximal [11]
<b>ESPECIFICIDADE (%)</b>	74-100%	61,5% [10] (oclusal) 91% [11] (proximal)
<b>VANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Pode fornecer uma perspectiva tridimensional da lesão.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Permite a monitorização da lesão ao longo do tempo;</li> <li>- Elevada repetibilidade.</li> </ul>
<b>DESVANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resultado qualitativo com interpretação subjetiva;</li> <li>- Inadequado para a monitorização da lesão ao longo do tempo*;</li> <li>- Necessidade de experiência do operador para uma utilização eficiente;</li> <li>- Resultado pode ser afetado pela presença de manchas, fraturas e variação na inclinação do feixe aplicado.</li> </ul> <p>* Não permite armazenar o resultado do exame. Desafio ultrapassado com a introdução do DiFOTI;</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não permite a determinação da extensão da cárie em relação à cavidade pulpar;</li> <li>- Incapaz de detetar cárie sob uma restauração;</li> <li>- Monitorização qualitativa da severidade da lesão (avaliação subjetiva da imagem).</li> </ul>

Tabela 4.1 (Continuação)

<b>MÉTODO DE DETEÇÃO</b>		
	Fluorescência com Câmara: Quantificação da Fluorescência Induzida pela Luz	Fluorescência sem Câmara: Fluorescência Induzida por Laser (DIAGNOdent)
<b>SUPERFÍCIES DE DETEÇÃO:</b>		
- Oclusal (sulcos e fissuras)	Sim	Sim
- Proximal (mesial e distal)	Sim	Sim
- Superfícies lisas (boccal e lingual)	Sim	Sim
- Raiz	Sim	Não
<b>SEVERIDADE DA LESÃO:</b>		
- Esmalte	Sim	Sim
- Dentina	Sim	Sim
<b>TIPO DE LESÃO (coroa e raiz):</b>		
- Primária	Sim	Sim: coroa Não: raiz
- Secundária	Sim	Não
<b>SENSIBILIDADE (%)</b>	64-94%	68-96%: esmalte 67- 81%: dentina
<b>ESPECIFICIDADE (%)</b>	84-100%	60-85%: esmalte 79-87%: dentina
<b>VANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Fornece uma leitura objetiva da severidade da lesão (quantificação numérica);</li> <li>- Permite a monitorização da lesão ao longo do tempo;</li> <li>- Indica o tamanho e a profundidade da lesão;</li> <li>- Indica a atividade da lesão.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Fornece uma leitura objetiva da severidade da lesão (quantificação numérica).</li> </ul>
<b>DESVANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Sensível à luz ambiente;</li> <li>- Deteção de cárie pode ser afetada pela ineficiente remoção da placa bacteriana.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medições pontuais (sem produção de imagem);</li> <li>- Baixa correlação entre a leitura (quantificação numérica) e o conteúdo mineral da lesão;</li> <li>- Não é eficaz para a monitorização da lesão ao longo do tempo;</li> <li>- Sujeito a falsos-positivos gerados pela presença de manchas na superfície do dente e pela placa bacteriana.</li> </ul>

Tabela 4.1 (Continuação)

<b>MÉTODO DE DETEÇÃO</b>		
	<b>Medição de Impedância Elétrica (CarieScan)</b>	<b>Radiometria Fototérmica e Luminescência Modulada (Canary System)</b>
<b>SUPERFÍCIES DE DETEÇÃO:</b>		
- Oclusal (sulcos e fissuras)	Sim	Sim
- Proximal (mesial e distal)	Não	Sim
- Superfícies lisas (bocal e lingual)	Sim	Sim
- Raiz	Não	Sim
<b>SEVERIDADE DA LESÃO:</b>		
- Esmalte	Sim	Sim
- Dentina	Sim	Sim
<b>TIPO DE LESÃO (coroa e raiz):</b>		
- Primária	Sim: coroa Não: raiz	Sim
- Secundária	Não	Sim
<b>SENSIBILIDADE (%)</b>	92,5%	97%
<b>ESPECIFICIDADE (%)</b>	92,5%	97%
<b>VANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Fornece uma leitura objetiva da severidade da lesão (quantificação numérica);</li> <li>- Permite a monitorização da lesão ao longo do tempo;</li> <li>- Não é afetado pelas manchas ou pela descoloração do dente.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não recorre a radiação ionizante;</li> <li>- Fornece uma leitura objetiva da severidade da lesão (quantificação numérica);</li> <li>- Permite a monitorização da lesão ao longo do tempo;</li> <li>- Elevada repetibilidade.</li> </ul>
<b>DESVANTAGENS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Medições pontuais (sem produção de imagem);</li> <li>- Não pode ser aplicada em pacientes com pacemaker e dentes restaurados com amálgama;</li> <li>- O resultado pode ser afetado pelas variações na humidade e temperatura dos dentes.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- O resultado pode ser afetado pela presença de manchas de placa bacteriana, pela espessura do esmalte subjacente à lesão e pela inclinação do feixe laser.</li> </ul>

De acordo com Yilmaz, H. e Keleş, S. [52], um dispositivo ideal para a detecção de cárie deve satisfazer os seguintes critérios:

- Deve ser fácil de aplicar;
- Deve ser objetivo e reprodutível;
- Deve ser preciso;
- Deve ser capaz de avaliar a presença de cárie em todas as superfícies do dente;
- Deve ser capaz de detectar a cárie, independentemente da sua severidade;
- Deve ser capaz de identificar as cáries secundárias.

A partir da análise da Tabela 4.1, é possível verificar que os métodos atualmente disponíveis para a detecção de cárie apresentam limitações, não cumprindo na totalidade os critérios propostos. Deste modo, nos últimos anos, têm sido investigadas novas abordagens para a detecção da cárie. A descrição e o estado de desenvolvimento das principais linhas de investigação encontram-se sistematizadas na Tabela 4.2. Estas passam, por exemplo, pela exploração de alterações nas propriedades óticas noutra gama de frequências (OCT e imagem por THz), ou pelo estudo de alterações na propagação de ultrassons e no padrão de desidratação do dente (termografia por infravermelho) [59].

Tabela 4.2 - Metodologias em desenvolvimento para a detecção de cárie.

MÉTODO DE DETECÇÃO	PRINCÍPIO DE DETECÇÃO E OBJETIVO DE APLICAÇÃO
<b>Tomografia de Coerência Ótica</b> <i>Testes in vivo</i>	Produção de imagem tridimensional de camadas superficiais do dente (tipicamente limitada à espessura do esmalte) a partir da medição da reflexão na gama do infravermelho próximo (840 – 1310 nm), com a profundidade. A detecção e a monitorização da lesão devem-se à intensificação do sinal refletido ao nível da zona desmineralizada [59], [60].
<b>Ultrassonografia</b> <i>Testes ex vivo</i>	Detecção e monitorização da progressão da desmineralização através da aplicação de pulsos de ultrassons de alta frequência (18 MHz) e registo da amplitude e do tempo de chegada dos ecos produzidos ao nível da interface dos meios. O princípio de detecção reside na alteração da impedância acústica do tecido desmineralizado [59], [61].
<b>Termografia por Infravermelho</b> <i>Testes in vivo</i>	Detecção da atividade da lesão através da medição do infravermelho térmico (8 – 13 µm) durante a aplicação de ar sobre o dente. O princípio de detecção reside na comparação de alterações no padrão de evaporação da água e na variação de temperatura entre as zonas saudável e afetada pela cárie que, por ser mais porosa, retém maior teor de água [59], [62].
<b>Microscopia Multifotão</b> <i>Testes ex vivo</i>	Detecção e monitorização da lesão através da exploração da redução da fluorescência natural do dente ao nível da cárie na gama de azul-violeta. Neste método, a fluorescência é provocada pela absorção simultânea de dois fotões de infravermelho (850 nm), com metade do comprimento de onda do fotão azul, a fim de explorar a maior penetração de infravermelhos na estrutura do dente [59], [63].
<b>Espectroscopia Raman</b> <i>Testes ex vivo</i>	Detecção e monitorização da lesão através da quantificação da alteração na orientação de cristais de hidroxiapatite, induzida pela desmineralização. A detecção é efetuada através da irradiação do dente com radiação na gama do visível e quantificação da intensidade das vibrações de iões de fosfato da hidroxiapatite [64], [65].
<b>Imagem por THz</b> <i>Testes ex vivo</i>	Detecção e monitorização de cárie dentária através da exploração de alterações no índice de refração e/ou do coeficiente de absorção dos constituintes do dente, com a progressão da desmineralização [59]. Dado o maior poder de penetração de frequências na gama dos THz ( $10^{12}$ Hz), para além de produção de imagens 2D, a reconstrução tridimensional da estrutura do dente também é investigada [66].

## 4.2. Diagnóstico por micro-ondas e a potencial aplicabilidade para a detecção de cárie dentária

O diagnóstico por micro-ondas é um método de diagnóstico médico emergente, que opera numa banda de frequências compreendida entre as centenas de megahertz (MHz) e as dezenas de gigahertz (GHz) [67]. Este método recorre à prospeção do contraste entre as propriedades dielétricas dos tecidos (permitividade relativa e condutividade), como forma de detecção das respetivas alterações patológicas [11]. Estas alterações são tipicamente avaliadas através da produção de imagem, com a representação de estruturas reconstruídas a partir dos sinais refletidos e, por vezes, transmitidos pelo tecido [68]. Contudo, em algumas aplicações, o diagnóstico também pode ser estabelecido com medições pontuais, através da detecção de alterações no sinal propagado, sem a reconstrução de imagem [67].

O diagnóstico por micro-ondas tem sido alvo de investigação, nas últimas décadas, principalmente por se tratar de uma tecnologia não invasiva, de baixo custo e apresentar baixo risco para a saúde, por recorrer a ondas eletromagnéticas não ionizantes e de baixa potência [11], [67]. Este método tem sido, maioritariamente, explorado para a detecção de cancro da mama [69], [70] e do acidente vascular cerebral [71], [72]. Contudo, nos últimos anos, tem vindo a ser investigada a viabilidade da metodologia para a detecção de problemas ósseos, como a detecção de fraturas [73], [74] e a monitorização da osteoporose [75], [76]. Apesar de ser um método atrativo pelas razões supramencionadas, também apresenta limitações como, por exemplo, uma menor resolução espacial e um limitado poder de penetração nos tecidos, que reduz com o aumento da frequência [11], [77]. Este último problema é acentuado em tecidos com maior teor de água, devido ao aumento da condutividade e permitividade relativa, com consequente aumento da atenuação do sinal [77]. Por exemplo, nos estudos dedicados à identificação de alterações ósseas são aplicadas frequências que podem variar entre os 0,1 e 11 GHz [74], [78]. A aplicação de frequências mais elevadas e, assim, a produção de resultados com melhor resolução espacial é limitada pela presença de tecidos moles que rodeiam o osso e são, portanto, responsáveis pela maior atenuação do sinal [76]. Já o dente, difere da maioria dos tecidos corporais pelo seu baixo teor de água e fácil acesso anatómico [30], devido à ausência de tecidos circundantes. Estas características do dente motivam a exploração da aplicabilidade de micro-ondas para a detecção da cárie.

### 4.2.1. Caracterização dielétrica de dentes com a OECP

Até ao momento, apenas quatro estudos [13], [42], [43], [44] se debruçaram sobre a caracterização de propriedades dielétricas de dentes. O conhecimento destas propriedades é

essencial para a averiguação do contraste dielétrico entre dentes saudáveis e com cárie e, assim, para a compreensão da aplicabilidade de frequências na gama das micro-ondas para a detecção da cárie.

Em 1989, motivados pela possível relação entre as propriedades dielétricas dos dentes e a formação da cárie, Masi *et al.* [42] examinaram (*ex vivo*) a permitividade complexa de dentes humanos e dos seus principais componentes, esmalte e dentina, entre 1 Hz e 1,35 GHz, recorrendo, para frequências mais elevadas, a uma linha coaxial. As medições foram conduzidas sobre amostras secas e imersas numa solução de sal (NaCl a 0,15 N, <sup>2</sup>), por um período de 15 minutos. Adicionalmente, foi avaliada a possível dependência das propriedades dielétricas da orientação de cristais de hidroxiapatite. No caso das medições efetuadas para o dente como um todo, estas foram obtidas a partir da aquisição de propriedades dielétricas sobre os cortes lateral (dente seccionado paralelamente à sua superfície oclusal) e longitudinal (dente seccionado perpendicularmente à sua superfície oclusal) dos dentes. Os resultados disponibilizados pelos autores encontram-se representados na Figura 4.7, Figura 4.8 e Figura 4.9. Note-se que, segundo os autores, a abordagem utilizada é sujeita a limitações para os extremos do espectro de frequência analisado. Assim, os resultados reportados, para a gama de gigahertz, podem estar associadas a um maior erro na medição.

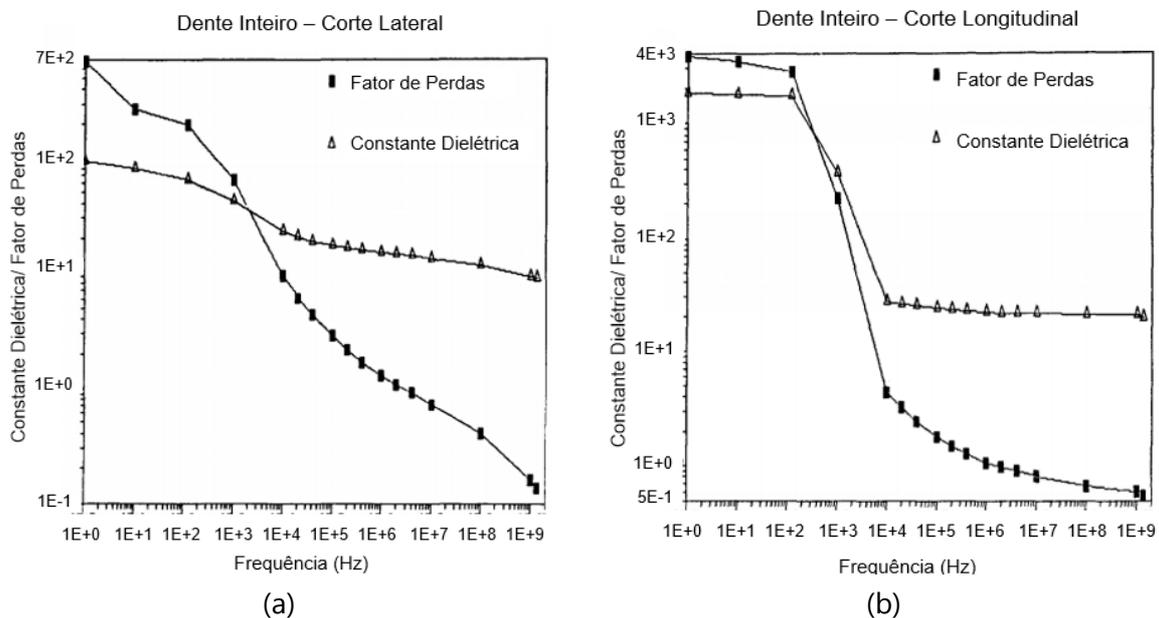


Figura 4.7 - Variação de propriedades dielétricas de dentes com o tipo de corte produzido: (a) dentes seccionados paralelamente à sua superfície oclusal; (b) dentes seccionados perpendicularmente à sua superfície oclusal. As medições foram conduzidas sobre amostras secas. Adaptado de [42].

<sup>2</sup> Concentração da solução, expressa em normalidade, N.

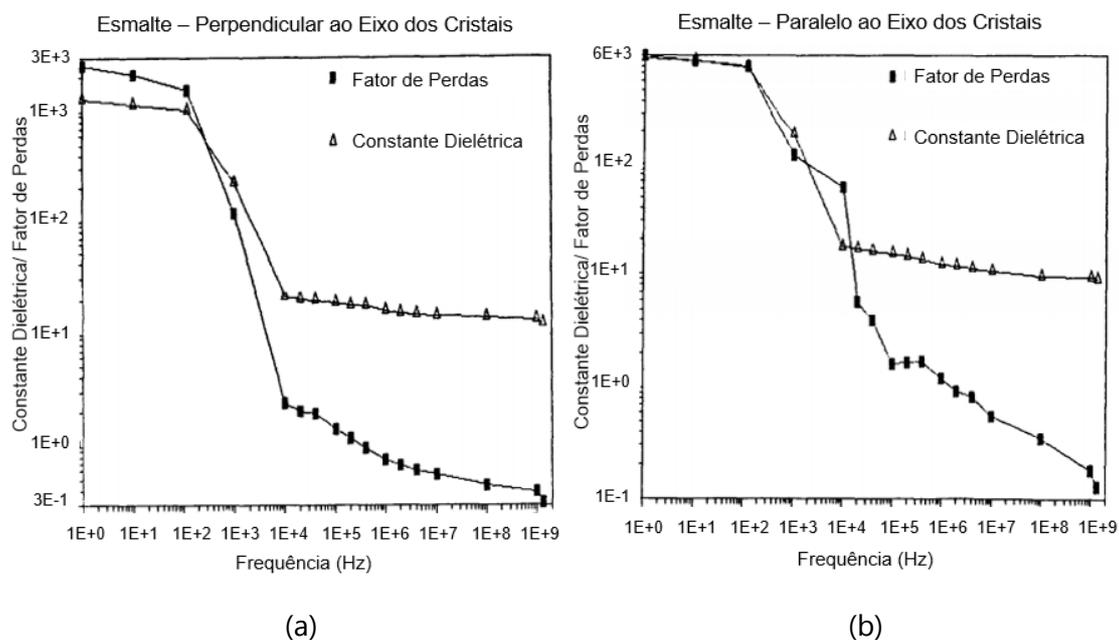


Figura 4.8 - Variação de propriedades dielétricas do esmalte: (a) medição efetuada perpendicularmente ao eixo dos cristais de hidroxiapatite do dente; (b) medição efetuada paralelamente ao eixo dos cristais de hidroxiapatite do dente. As amostras foram imersas na solução de sal previamente à medição. Adaptado de [42].

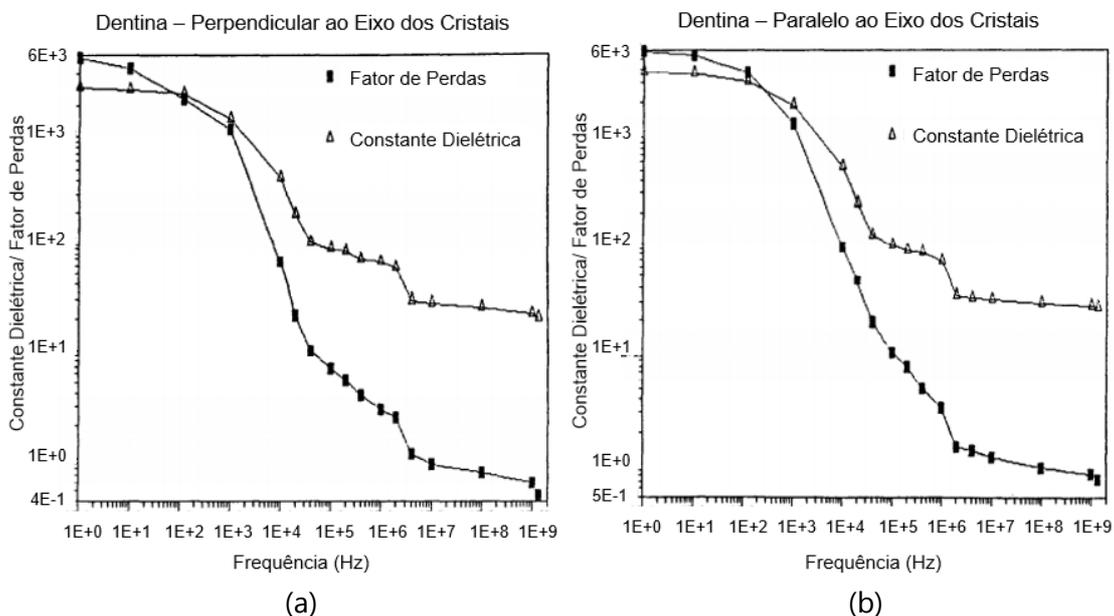


Figura 4.9 - Variação de propriedades dielétricas da dentina: (a) medição efetuada perpendicularmente ao eixo dos cristais de hidroxiapatite do dente; (b) medição efetuada paralelamente ao eixo dos cristais de hidroxiapatite do dente. As amostras foram imersas na solução de sal previamente à medição. Adaptado de [42].

Apesar de ser motivado por uma possível relação entre as propriedades dielétricas dos dentes e a formação da cárie, o estudo [42] não incluía amostras afetadas pela cárie, restringindo-se, apenas, a dentes saudáveis. Relativamente ao estudo da dependência das propriedades dielétricas da orientação de cristais de hidroxiapatite (Figura 4.8 e Figura 4.9), os resultados obtidos verificaram uma variação de permitividade complexa com a direção de medição

e demonstraram que diferentes componentes do dente são caracterizados por propriedades dielétricas distintas. Quanto a medições conduzidas sobre o dente como um todo, isto é, sobre os cortes lateral e longitudinal (Figura 4.7), os autores observaram que a variação na permissividade complexa estimada, com o tipo de corte produzido, se deveu a uma variação na proporção de cada um dos componentes presentes na amostra.

Também motivados pela possibilidade de recorrer a micro-ondas para o diagnóstico da cárie dentária, em 1998, Hoshi *et al.* [13] avaliaram (*ex vivo*) a permissividade complexa de dentes humanos entre os 0,04 e 40 GHz (Figura 4.10). As medições foram conduzidas com recurso à OECP sobre dentes permanentes. As amostras foram classificadas em esmalte, dentina e agrupadas em três grupos de cárie. As amostras com cárie foram divididas em três grupos, consoante o seu grau de hidratação. Os autores observaram que algumas cáries dentárias são constituídas por tecidos mais moles e hidratados do que dentes saudáveis e que a proporção desses tecidos, no dente, evolui com a progressão da cárie. Para simular diferentes estádios de cárie, as amostras com cárie foram imersas numa solução preservadora e classificadas de acordo com o intervalo de tempo decorrido após a sua remoção da solução, por forma a refletir o grau de hidratação da cárie. O grau de hidratação de cárie reduz com o aumento do intervalo decorrido após a remoção. O intervalo decorrido entre a extração da amostra e a sua medição é mínimo para as cáries incluídas no grupo 1 e é máximo para as cáries do grupo 3.

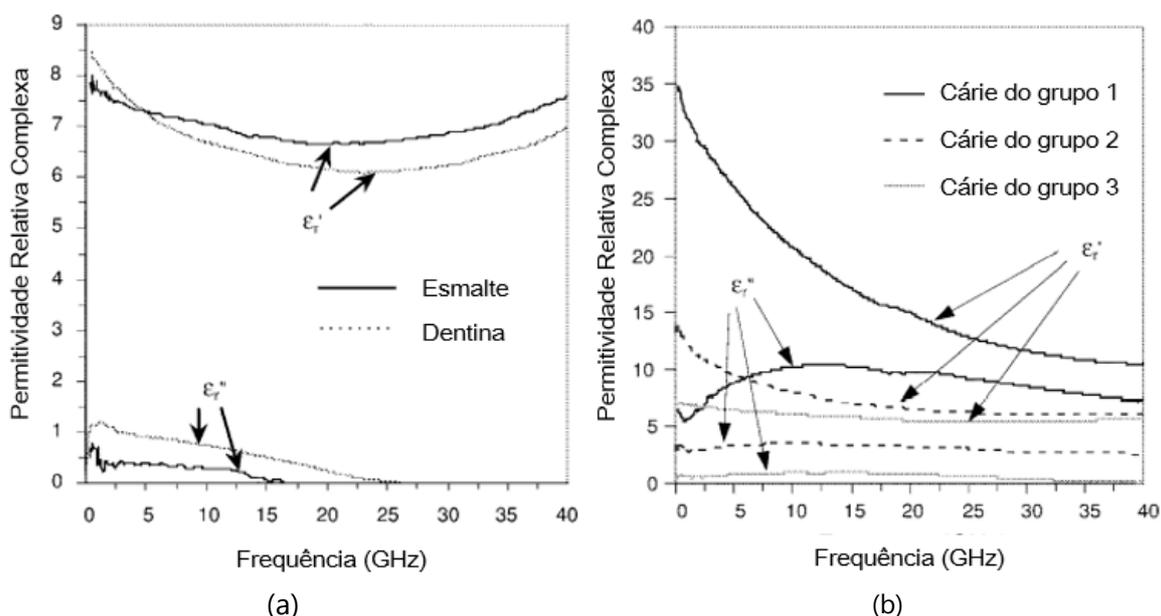


Figura 4.10 - Variação de propriedades dielétricas do (a) esmalte e da dentina e (b) dos três grupos de cárie, entre 0,04 e 40 GHz. As cáries do grupo 1, 2 e 3 correspondem às amostras com menor, intermédio e maior intervalo de tempo decorrido entre a sua remoção da solução preservadora e a medição das suas propriedades dielétricas, respetivamente. Adaptado de [13].

Neste estudo [13], também foi observado que diferentes componentes do dente são caracterizados por propriedades dielétricas distintas. Quanto a medições conduzidas sobre zonas

afetadas pela cárie, estas demonstraram um aumento da permitividade complexa comparativamente a zonas saudáveis e entre si, com o aumento do grau de hidratação. Esta observação sugere alterações nas propriedades dielétricas de dentes saudáveis com a formação da cárie e assim, segundo os autores, esta gama de frequências poderia ser aplicada para a sua deteção. Contudo, é de salientar que, neste estudo, cáries com diferentes estados de progressão foram aproximadas pela medição de amostras com diferente grau de hidratação, isto é, pela medição de amostras em diferentes instantes, após a sua remoção da solução preservadora. Como as propriedades dielétricas dos tecidos variam com o teor de água, era expectável que amostras com maior hidratação conduzissem a um aumento das propriedades dielétricas registadas. Além disso, o tipo de solução preservadora utilizado no estudo e a sua possível contribuição para a permitividade complexa registada não foram discutidos.

Em 2015, para fins dosimétricos, Meaney *et al.* [43] recorreram à OECP para a caracterização da permitividade relativa do esmalte dentário, *ex vivo*, com o intuito de o distinguir da resina dentária. O estudo foi conduzido com recurso a duas sondas de dimensões diferentes: *Slim Form Probe* da Keysight, com 2,2 mm de diâmetro; e uma sonda personalizada, com 1,19 mm de diâmetro. Os autores conduziram medições com duas sondas por constatarem que, dada a superfície irregular do dente, seria inevitável que as propriedades dielétricas registadas refletissem a contribuição do ar. A utilização de sondas de dimensões mais reduzidas poderia, assim, minimizar a presença do ar no *sensing volume* da sonda e, deste modo, produzir estimativas mais fidedignas. As medições foram conduzidas sobre a coroa de cinco incisivos entre 0,1 e 8,5 GHz. A permitividade registada, por cada uma das sondas, pode ser consultada na Figura 4.11.

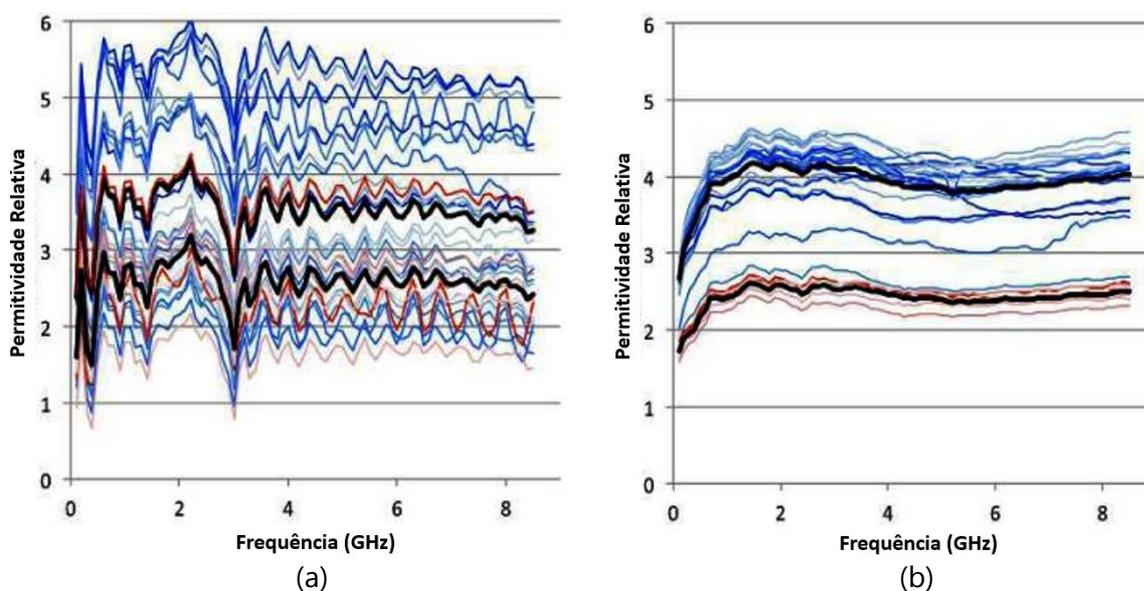


Figura 4.11 - Permitividade relativa registada sobre a coroa de cinco incisivos no estudo conduzido por Meaney *et al.* [43]: (a) com a *Slim Form Probe* e (b) com uma sonda personalizada. As linhas azuis descrevem a permitividade relativa medidas ao nível do esmalte, enquanto as linhas vermelhas traduzem a permitividade relativa registada ao nível da resina dentária, de diferentes medições de cinco incisivos incluídos no estudo. As linhas pretas refletem a média de todos os registos obtidos sobre o esmalte ou sobre a resina dentária.

A permitividade relativa registada pela *Slim Form Probe* sobre o esmalte variou entre 1,0 e 6,0, enquanto a permitividade relativa registada pela sonda personalizada variou entre os 2,4 e 4,6. Os registos produzidos pela sonda de diâmetro menor apresentam maior consistência. Segundo os autores [43], este aumento na repetibilidade da medição pode dever-se à menor contribuição do ar, na sequência do melhor ajuste da sonda mais pequena às superfícies dentárias. A presença de brechas de ar, entre a sonda e o material em estudo, constitui o principal fator de erro, quando o contacto entre a sonda e o sólido é imperfeito, pois as propriedades do ar são baixas em comparação com as propriedades dos tecidos biológicos e, assim, a sua presença pode afetar, significativamente, a permitividade complexa estimada [43]. Estas observações evidenciam, assim, uma dificuldade que pode ser encontrada, aquando da caracterização de dentes com a OECP, e sugerem que a permitividade relativa associada à coroa poderá ser superior à reportada, dada a interferência do ar.

Em 2021, no estudo conduzido por Li *et al.* [44] foi, também, utilizada uma sonda personalizada com 1,19 mm de diâmetro, neste caso para a deteção, *ex vivo*, de fraturas na coroa dentária. Para isso, os autores caracterizaram as propriedades dielétricas da coroa de um molar, entre 1 e 20 GHz. A amostra foi armazenada em água oxigenada até à sua medição. A parte real,  $\epsilon_r'$ , e imaginária,  $\epsilon_r''$ , da permitividade relativa complexa estimada podem ser consultadas na Figura 4.12.

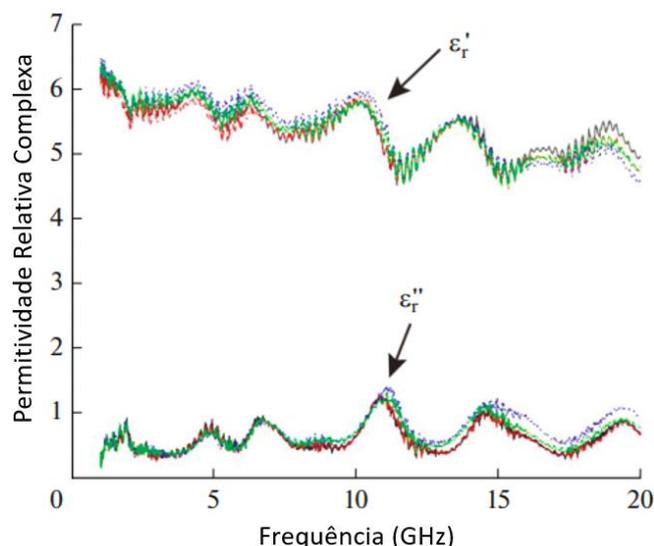


Figura 4.12 - Permittividade relativa complexa registada sobre a coroa de um molar no estudo conduzido por Li *et al.* [44] sobre quatro locais de medição.

Os resultados obtidos por Li *et al.* [44] são mais consistentes do que os resultados adquiridos por Meaney *et al.* [43], para a sonda com diâmetro igual entre os dois estudos. O aumento na repetibilidade pode dever-se à produção de melhor contacto entre a superfície da coroa e da sonda. De facto, enquanto no estudo conduzido por Meaney *et al.* [43] as amostras foram ajustadas, manualmente, à sonda, o que poderia dificultar a produção de um bom

contacto, Li *et al.* [44] fixaram o dente sob a superfície da sonda com recurso a uma bancada elevatória para melhorar o seu posicionamento e, assim, assegurar o melhor contacto possível. Quanto à possível interferência do ar na medição, segundo os autores, a contribuição do volume ocupado pelo ar, para o *sensing volume* da sonda, na sequência de um contacto imperfeito com a superfície arredondada da coroa, é inferior a 1%. Contudo, estudos demonstram que as propriedades medidas são fortemente influenciadas pelo material que se encontra em contacto direto com a sonda [27] e, assim, a presença de brechas de ar sob a sonda pode ser suficiente para afetar as propriedades registadas, mesmo que o ar retido entre a sonda e o dente não contribua significativamente para a totalidade do *sensing volume* da sonda.

O reduzido número de estudos que se debruçou sobre a caracterização dielétrica de dentes, bem como as limitações que lhes são subjacentes, conduziu à ausência de propriedades dielétricas de dentes em bases de dados de tecidos biológicos atualmente disponíveis [79], [80]. Aliás, estas bases de dados atribuem propriedades do osso cortical ao tecido dentário, dada a maior proximidade estrutural destes. Deste modo, é necessário realizar novas medições por forma a aprofundar o conhecimento nesta área. Por um lado, o estudo conduzido por Meaney *et al.* [43] demonstrou que a caracterização conduzida com recurso à OECP, como é o caso maioria dos estudos discutidos, está sujeita a limitações, nomeadamente a interferência do ar. Quanto à caracterização de dentes com cárie, apenas o estudo conduzido por Hoshi *et al.* [13] se debruçou sobre este problema. Contudo, o estudo é limitado, quer pela imersão dos dentes numa solução preservadora, cujo efeito na permitividade complexa é desconhecido, quer pela aproximação da alteração de propriedades dielétricas de cáries, com diferente grau de extensão, ao grau de hidratação da amostra. Neste sentido, é necessário proceder a estudos adicionais, tanto em dentes saudáveis como em dentes com cárie, a fim de avaliar o contraste dielétrico existente entre zonas saudáveis e lesadas e a sua evolução com o grau de extensão da cárie.

Apesar das limitações associadas ao estudo de Hoshi *et al.* [13], este produziu uma caracterização mais completa de propriedades dielétricas de dentes saudáveis e com cárie, pelo que as propriedades reportadas pelos autores serão utilizadas como termo de comparação nesta dissertação.

#### 4.2.2. Deteção de cárie dentária com micro-ondas e ondas milimétricas<sup>3</sup>

A observação da variação de propriedades dielétricas das zonas afetadas pela cárie, quando comparadas com zonas saudáveis, motivou a exploração do diagnóstico da cárie através da medição dos sinais transmitidos ou refletidos pelo dente. Após a caracterização dielétrica dos dentes saudáveis e com cárie, Hoshi *et al.* [13] avaliaram a atenuação do sinal transmitido a 35 GHz em cinco dentes humanos com cáries visíveis, observando uma redução até 3

---

<sup>3</sup> Ondas milimétricas: ondas eletromagnéticas compreendidas entre 30 e 300 GHz.

dB do coeficiente de transmissão na região da cárie. Já no estudo realizado por Nikawa *et al.* [14], foi comparada a variação dos coeficientes de transmissão entre 33 e 110 GHz. Nesse estudo, foram avaliadas diferentes zonas (saudáveis e com cárie visível) de um único dente humano, verificando-se uma redução do coeficiente de transmissão ao nível da cárie de 4 dB na gama dos 33 a 50 GHz, para 10 dB na gama dos 75 a 110 GHz. Segundo os autores, o aumento da atenuação do sinal transmitido com a frequência deveu-se à redução do tamanho da abertura do guia de ondas e, por conseguinte, ao melhor foco do sinal na zona da cárie.

Nikawa [81] testou, ainda, a viabilidade da utilização de coeficientes de reflexão para o diagnóstico não invasivo da cárie (*in vivo*), na banda de frequências entre os 25 e 40 GHz. O autor verificou uma atenuação superior a 10 dB do sinal medido na região da cárie, comparativamente à zona saudável, observando, ainda, que a profundidade da cárie poderia ser estimada a partir da análise do sinal refletido no domínio temporal. A dimensão e a natureza da amostra, isto é, o tipo de dentes e a extensão das cáries examinadas, assim como o protocolo de medição adotado, não foram reportados. Posteriormente, Takeyama *et al.* [82] construíram dois modelos numéricos de dentes, um incisivo e um molar, para a simulação da propagação de ondas eletromagnéticas em dentes saudáveis e na presença de cárie oculta na superfície lateral do dente, com base nas propriedades reportadas por Hoshi *et al.* [13]. Os autores mediram alterações no sinal refletido entre os 50 e 65 GHz para diferentes posições e tipos de antena usados durante a simulação, observando uma atenuação do sinal na zona da cárie até 2,3 dB a 60 GHz. Por fim, Papezova *et al.* [83], motivados pela possibilidade de aplicar as micro-ondas para a deteção de falhas em materiais dentários, simularam a propagação de campos eletromagnéticos em dentes saudáveis e com cárie entre 0 e 30 GHz, também com base nas propriedades reportadas por Hoshi *et al.* [13]. Os autores deste estudo concluíram, também, que as alterações observadas nos coeficientes de transmissão e reflexão poderiam fornecer informação necessária acerca do estado do dente.

Em suma, os estudos conduzidos, até ao momento, sugerem a possibilidade de utilizar ondas eletromagnéticas na gama das micro-ondas/ondas milimétricas para a deteção de cárie. Estes resultados motivam a realização de novas medições de propriedades dielétricas de dentes, por forma a aprofundar o conhecimento na área.

## IDENTIFICAÇÃO DE LIMITAÇÕES ASSOCIADAS AO USO DA OECP NO ESTUDO DENTÁRIO

Este capítulo tem por objetivo discutir a adequabilidade da utilização da OECP para o estudo dentário. O capítulo inicia com a apresentação do sistema de aquisição utilizado (secção 5.1) e com a descrição de amostras disponíveis (secção 5.2). Por fim, são apresentadas as limitações encontradas na aplicação da OECP para a medição de propriedades dielétricas de dentes (secção 5.3).

### 5.1. Sistema de aquisição

A medição de propriedades dielétricas foi conduzida com recurso a uma OECP (*Slim Form Probe*, N1501A, Keysight) conectada ao VNA (E5063A, Keysight) por meio de um cabo coaxial. A montagem produzida pode ser observada na Figura 5.1. De entre as sondas comercialmente disponíveis, foi selecionado este modelo por ser o habitualmente utilizado na aquisição de propriedades dielétricas de amostras biológicas [15] e por apresentar um diâmetro reduzido, 2,2 mm, adequado para a medição de amostras de pequenas dimensões, tais como o dente.

No decurso das medições, foram registados 101 pontos, linearmente espaçados, entre 500 MHz e 18 GHz, a gama de frequências suportada pelo VNA. O sistema de aquisição foi calibrado através da medição de coeficientes de reflexão ( $S_{11}$ ): de um circuito aberto, isto é, da sonda rodeada de ar (Figura 5.1 (a)); de um curto-circuito, produzido através da ligação de um curto circuito (short-block) à sonda (Figura 5.1 (b)); e de água destilada (Figura 5.1 (c)). Os coeficientes de reflexão, registados pelo VNA, foram, depois, convertidos em permitividade complexa pelo software de medição da Keysight: Keysight Material Measurement Suite.

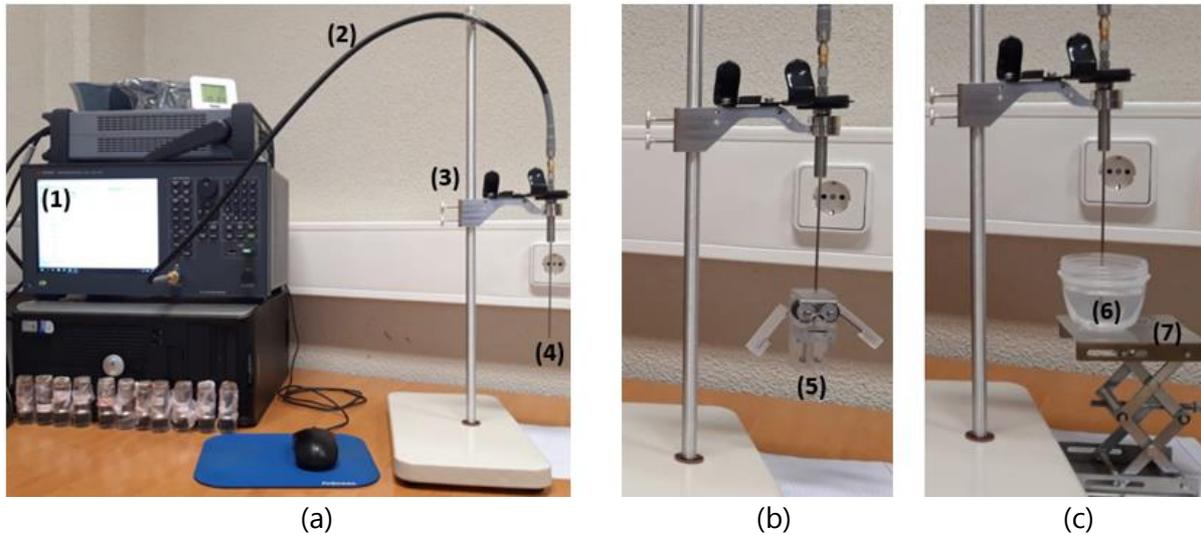


Figura 5.1 - Sistema de aquisição de propriedades dielétricas com a OECP: VNA (1) encontra-se ligado à OECP (4) através de um cabo coaxial (2). Durante as aquisições, a posição da OECP é mantida fixa através do sistema de suporte (3) e as amostras são colocadas em contacto com a sonda através da plataforma elevatória (7). (a) Medição da permitividade complexa de um circuito aberto: sonda rodeada pelo ar; (b) Medição da permitividade complexa de um curto-circuito: sonda ligada ao *short-block* (5). (c) Medição da permitividade complexa de água destilada (6).

O VNA foi ligado, pelo menos, noventa minutos antes do início da primeira calibração, tal como recomendado em [84]. Para evitar a contaminação das aquisições, a sonda foi limpa com água destilada e seca com papel, previamente à sua utilização. A produção de um curto-circuito e circuito aberto adequados, aquando da calibração, foi assegurada através da inspeção do *Smith Chart*. A ausência de bolhas de ar, após a imersão da sonda em meios líquidos, também foi confirmada visualmente, anteriormente à medição.

O erro introduzido pelo sistema (isto é, a qualidade da calibração e a sua manutenção ao longo do tempo) foi estimado a partir da medição de propriedades dielétricas da solução de NaCl a 0,1 M (medições de validação) e da sua comparação com os valores tabelados, de acordo com a Equação 5.1:

$$\Delta X_{(f)\%} = \frac{|X_{A(f)} - X_{B(f)}|}{X_{A(f)}} \times 100 (\%) \quad (5.1)$$

onde  $X_{A(f)}$  representa a permitividade relativa ( $\epsilon'$ ) ou condutividade ( $\sigma$ ) esperadas, de acordo com o modelo teórico [85], enquanto  $X_{B(f)}$  corresponde à permitividade relativa ou condutividade efetivamente adquiridas durante a medição de validação. Após o cálculo do erro percentual para cada uma das frequências,  $\Delta X_{(f)\%}$ , o seu valor médio, ao longo da frequência, foi determinado, obtendo-se, assim, o erro percentual médio da medição. Note-se que a Equação 5.1, adaptada para o cálculo do erro percentual da validação, será utilizada, com as devidas modificações, para o cálculo da variação percentual de propriedades dielétricas adquiridas no contexto das medições apresentadas, em capítulos subsequentes.

As medições de validação foram realizadas imediatamente após a conclusão da calibração, mas também ao longo e após o término das aquisições pretendidas. De acordo com [46], os resultados obtidos são válidos para um erro inferior a 5%. Assim, salvo os registos obtidos para baixas frequência na medição da condutividade, que demonstraram um erro sistematicamente superior a 5%, sempre que as medições de validação evidenciavam um erro superior a 5%, o sistema era novamente calibrado e as aquisições conduzidas, nestas condições, descartadas. A monitorização da variação térmica das soluções foi efetuada utilizando o termómetro Hanna Cchecktemp 1. Por sua vez, o controlo da temperatura ambiente foi assegurado com recurso a uma estação meteorológica Hama 00186371. Ao longo da presente dissertação, a temperatura, quer ambiente, quer das soluções utilizadas, será apresentada como: [temperatura média registada  $\pm$  desvio-padrão] °C.

Aquando da medição das propriedades dielétricas dos dentes humanos, com o intuito de facilitar o seu posicionamento sob a superfície da sonda, estes foram inseridos em suportes de plasticina, revestidos com película aderente (Figura 5.2). O contacto entre a amostra e a sonda foi assegurado através de uma plataforma elevatória, mantendo-se a sonda sempre fixa na mesma posição, evitando a movimentação do cabo e sonda.

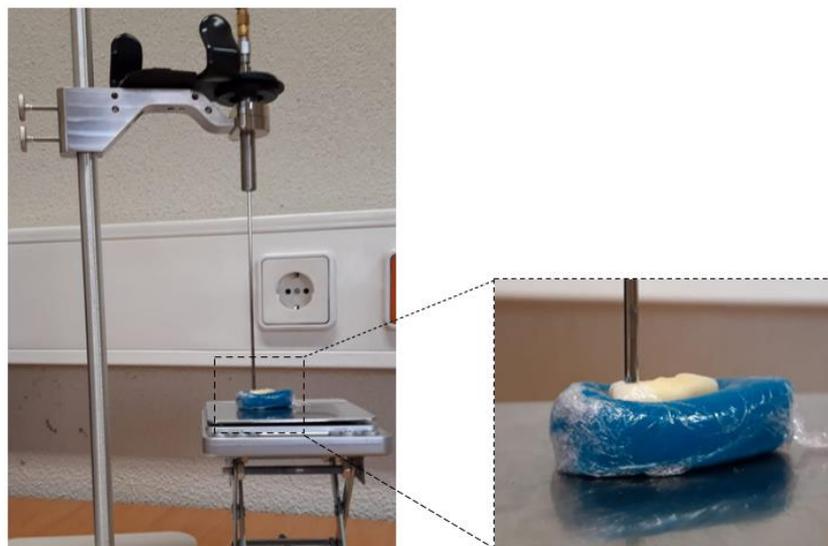


Figura 5.2 - Fotografia do sistema de medição de propriedades dielétricas do dente com a OECP. A amostra é suportada pelo molde de plasticina, de forma a ajustar a superfície de interesse à sonda.

## 5.2. Caracterização da amostra

No presente estudo foram utilizados dentes extraídos por profissionais de saúde da Malo Dental, no âmbito do tratamento protésico dos pacientes, de acordo com o protocolo de aquisição de dados estabelecido com a clínica (consultar Anexo A.1). Como critério de inclusão,

foram considerados dentes permanentes saudáveis ou com cárie. De referir que, dentes desvitalizados ou com restauro foram excluídos do estudo, por forma a evitar a contribuição de materiais de origem não natural, assegurando, assim, uma boa caracterização das propriedades dielétricas da raiz e da coroa dentárias. Para a sonda utilizada, é recomendado pelo fabricante a utilização de amostras com pelo menos 5 mm de espessura e 5 mm de extensão em torno da sonda [49]. Dada a reduzida dimensão dos dentes primários, estes foram excluídos do estudo. Quanto aos dentes permanentes, sempre que estes apresentavam dimensões bastante inferiores às recomendadas, também não eram consideradas para a medição. Assim, apenas foram considerados no presente estudo, amostras permanentes com, pelos menos, 7 mm de largura e 5 mm de espessura no local de medição.

No total, foram fornecidos 43 dentes, dos quais apenas um apresentava cárie. Saliente-se que as amostras foram fornecidas, gradualmente, ao longo do estudo. De entre as amostras disponíveis, nem todas eram apropriadas para medição, ou por não cumprirem o requisito de tamanho mínimo ou, quando este era cumprido, por apresentarem superfícies muito irregulares. Estes problemas ocorreram na única amostra de cárie disponível. A cárie encontrava-se localizada na zona cervical da raiz, sobre a face mesial do incisivo lateral inferior (Figura 5.3). Nesta zona, a superfície do dente encontrava-se bastante deteriorada. O desenvolvimento da cárie conduziu a uma fratura parcial da coroa e raiz dentária, o que impossibilitou a produção de um contacto adequado entre a sonda e o dente. Isto é, quando a sonda era encostada à superfície do dente na zona da cárie, a inspeção visual confirmava a presença de ar entre a sonda e o dente. Para além disso, a amostra não apresentava as dimensões necessárias para medição, apresentando uma largura de 5 mm e uma espessura de 4 mm no local da cárie. Assim, devido à ausência de amostras elegíveis com cárie, este estudo focou-se na caracterização de propriedades dielétricas de dentes saudáveis, a fim de, num trabalho futuro, as propriedades estimadas poderem ser utilizadas como termo de comparação. As amostras especificamente utilizadas, em cada uma das experiências conduzidas, são detalhadas nas respetivas secções.



Figura 5.3 - Fotografia da amostra com cárie: incisivo lateral inferior com cárie formada sobre a zona cervical da face mesial da raiz (círculo azul). Como se pode observar pela fotografia, o desenvolvimento da cárie conduziu à formação de uma superfície bastante irregular, na sequência da perda da integridade do dente.

Após a extração, os dentes foram limpos com soro fisiológico, a fim de remover os fluidos biológicos e, por questões sanitárias, foram, posteriormente, armazenados em água oxigenada, até serem selados em sacos esterilizados, onde permaneceram até à sua medição. Uma vez que o tecido dentário apresenta elevado teor mineral, o esmalte e o cimento da zona cervical (zonas onde poderá iniciar-se a formação da cárie) são acelulares e a matriz da dentina integra apenas prolongamentos citoplasmáticos de osteoblastos [19], é expectável que o tratamento aplicado não altere, significativamente, as propriedades dos tecidos mineralizados. A manutenção das características destes tecidos é importante visto que as alterações ocorrem, principalmente, ao nível dos tecidos mineralizados, com o desenvolvimento da cárie [1]. Relativamente aos tecidos da cavidade pulpar, estes encontravam-se desvitalizados no momento de medição.

### **5.3. Identificação de limitações associadas ao uso da OECP no estudo dentário**

A utilização do presente sistema de aquisição é amplamente reportada nos estudos de caracterização de propriedades dielétricas de amostras biológicas, inclusive de amostras sólidas, estando, também, o equipamento disponível no laboratório. Contudo, a utilização da OECP para a extração de propriedades dielétricas de sólidos não é recomendada pelo fabricante, devido à dificuldade acrescida na produção de um bom contacto entre a sonda e o material em estudo e, por conseguinte, a maior possibilidade dos resultados medidos serem afetados pelas propriedades do ar. A superfície irregular dos dentes aumenta a dificuldade na produção de bom contacto com a sonda, potenciando, desta forma, a interferência do ar na medição. Assim, e antes de prosseguir com a caracterização dielétrica da amostra, foi avaliada a possível influência do ar nas aquisições, primeiro através do estudo da repetibilidade da medição (secção 5.3.1) e depois pela comparação de resultados obtidos em zonas de mau contacto conhecido com zonas de bom contacto aparente entre a sonda e a superfície do dente (secção 5.3.2). Ainda, os resultados obtidos foram utilizados para a discussão das dificuldades encontradas na calibração do equipamento (secção 5.3.3).

#### **5.3.1. Materiais e métodos: repetibilidade da medição**

Neste estudo foram utilizados dois dentes saudáveis, um molar e um pré-molar, do mesmo indivíduo. Para cada amostra, foi selecionado um local de medição na zona mais plana e regular possível da raiz e da coroa, a fim de otimizar o contacto entre a sonda e o dente. Os locais escolhidos foram assinalados de modo a facilitar a sua identificação entre as medições.

Nos locais de medição, a largura dos dentes variou entre 7 mm e 9 mm, enquanto a espessura variou entre 5 mm e 7 mm.

No total, foram realizadas 10 medições independentes por cada local de medição. Entende-se por medição independente a repetição de todo o processo de medição entre as aquisições. Isto é, após a conclusão de uma medição, a sonda foi desencostada do ponto medido e o dente foi removido. A sonda foi limpa e colocada novamente em contacto com o local pretendido do dente, por forma a realizar uma nova medição. As medições foram conduzidas à temperatura ambiente,  $[20,7 \pm 0,2]$  °C. No que concerne às medições de validação, estas foram efetuadas antes e após a conclusão de cada conjunto de 10 aquisições. A temperatura da solução de validação,  $[20,6 \pm 0,3]$  °C, foi registada previamente à sua medição, para a posterior comparação com o modelo correspondente.

A variação das propriedades dielétricas registadas foi analisada com base na determinação da variação percentual máxima observada ao nível da permitividade relativa medida, para cada um dos locais de medição. A análise focou-se no estudo da permitividade relativa, uma vez que foi observada maior suscetibilidade da condutividade à qualidade da calibração. A variação percentual foi estimada de acordo com a Equação 5.1, substituindo  $X_{A(f)}$  pelo limite superior da gama de permitividade relativa registada, para uma dada frequência  $f$ , e  $X_{B(f)}$  pelo respetivo limite inferior. Para o denominador foi utilizada a permitividade relativa máxima observada, pois esta aquisição deverá corresponder à medição menos afetada pelas propriedades dielétricas do ar. Após o cálculo da variação percentual para cada uma das frequências, o seu valor médio, ao longo da frequência, foi determinado, obtendo-se, assim, a variação percentual média

### **5.3.2. Materiais e métodos: variação de propriedades dielétricas com a superfície dentária**

Este estudo teve como objetivo ilustrar a variabilidade induzida pela morfologia da superfície dentária no resultado medido. As medições foram conduzidas sobre superfícies tipicamente encontradas no dente. No caso da raiz, foram identificadas superfícies rugosas, côncavas e arredondadas. Por sua vez, na coroa foram observadas, maioritariamente, superfícies arredondadas. Dada a morfologia destas regiões, não foi possível verificar um bom contacto entre estas e a sonda, pelo que estas zonas correspondem a zonas conhecidas de mau contacto. Em contrapartida, foi selecionada uma região relativamente plana e lisa que correspondeu a um local de bom contacto aparente. Porém, apesar da inspeção visual sugerir que o contacto entre a sonda e o dente era bom, foi possível introduzir, parcialmente, uma folha de alumínio entre a superfície da sonda e do dente após a medição, o que evidenciou a presença de zonas de ar/mau contacto.

Para a medição de propriedades sobre diferentes tipos de superfícies, foram utilizados quatro dentes saudáveis, um canino e três molares, do mesmo indivíduo. Os locais de medição foram selecionados por forma a satisfazer cada uma das zonas previamente descritas, e assinalados de modo a facilitar a sua identificação. No total, foram selecionadas cinco zonas, uma de bom contacto aparente, sobre a raiz, e quatro de mau contacto, uma sobre a coroa e três sobre a raiz. Nos locais de medição, a largura dos dentes variou entre 7 mm e 12 mm, enquanto a espessura variou entre 5 mm e 9 mm. As medições foram conduzidas à temperatura ambiente  $[20,1 \pm 0,2]$  °C. Relativamente às medições de validação, estas foram efetuadas após a calibração, bem como entre a troca do local de medição, dando origem a seis aquisições de validação. A temperatura da solução de validação,  $[19,8 \pm 0,3]$  °C, foi registada previamente à sua medição, para posterior comparação com o modelo correspondente.

### 5.3.3. Resultados e discussão

O [valor médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, do erro estimado para o estudo da repetibilidade da medição (Estudo A) e para o estudo da variação de propriedades dielétricas com a superfície de medição (Estudo B) encontram-se reportados na Tabela 5.1.

Tabela 5.1- Erro associado ao (A) estudo da repetibilidade da medição e ao (B) estudo da variação de propriedades dielétricas com a superfície de medição. Para a condutividade,  $\sigma$ , foi observado um erro superior a 5% para baixas frequências, pelo que é apresentado, separadamente, o erro médio para a gama de frequências que cumpre e não cumpre o requisito dos 5%. No caso da permitividade relativa,  $\epsilon'$ , o erro observado foi sempre inferior aos 5%.

Estudo A	Estudo B
$\epsilon'$ : [erro médio $\pm$ desvio padrão] %	
$0,9 \pm 0,2$	$1,3 \pm 0,4$
$\sigma$ : [erro médio $\pm$ desvio padrão] %	
$f < 4$ GHz: $13,4 \pm 7,1$	$f < 3,5$ GHz: $12,6 \pm 6,5$
$f > 4$ GHz: $1,2 \pm 0,9$	$f > 3,5$ GHz: $1,8 \pm 0,7$

De acordo com [46], os resultados obtidos são válidos para um erro inferior a 5%. Este critério é satisfeito para a permitividade relativa ao longo da gama de frequências considerada, não sendo verificado para a condutividade, para frequências inferiores a 4 GHz. A observação de um erro elevado para baixas frequências foi constante ao longo do estudo, constituindo uma das limitações do mesmo. Assim, os resultados obtidos para a condutividade serão apresentados, apenas, a título de exemplo dos registos obtidos nesta gama de frequências. O erro elevado na condutividade, para baixas frequências, pode estar associado a ligeiros desvios da concentração da solução de NaCl preparada em relação à concentração pressuposta no mo-

delo teórico. Por exemplo, uma variação de 0,01 M, entre a concentração pretendida e a efetivamente preparada, para uma temperatura de 20,8 °C, conduz a um desvio na condutividade e permitividade relativa de 9,2% e 0,2% para 0,5 GHz, respetivamente. Visto que são produzidos 80 ml de solução, um erro de 0,04 g na medição da massa do sal seria suficiente para produzir um desvio de 0,01 M na concentração da solução. Apesar da balança utilizada no estudo apresentar resolução suficiente para discriminar massas na ordem dos 0,01 g, foi observada uma oscilação na massa medida durante a colocação do sal na balança. Isto pode ter conduzido a um desvio da concentração da solução de NaCl preparada em relação à concentração pressuposta no modelo teórico e, por conseguinte, elevar o erro associado à condutividade sem afetar, substancialmente, o erro associado à permitividade relativa.

Adicionalmente, foram observadas condutividades negativas ao nível do esmalte, para frequências com erro inferior a 5%. Para verificar se esta observação se devia a um erro na calibração, as propriedades dielétricas da coroa de um pré-molar foram adquiridas, múltiplas vezes, após diferentes sessões de calibração do equipamento. Um exemplo da condutividade registada, para duas calibrações distintas, pode ser consultado na Figura 5.4. Este exemplo confirma que a observação de valores negativos na condutividade se deve a um erro na calibração. Assim, esta dissertação irá focar-se, principalmente, na discussão de variações observadas ao nível da permitividade relativa, dada a maior suscetibilidade da condutividade à qualidade da calibração.

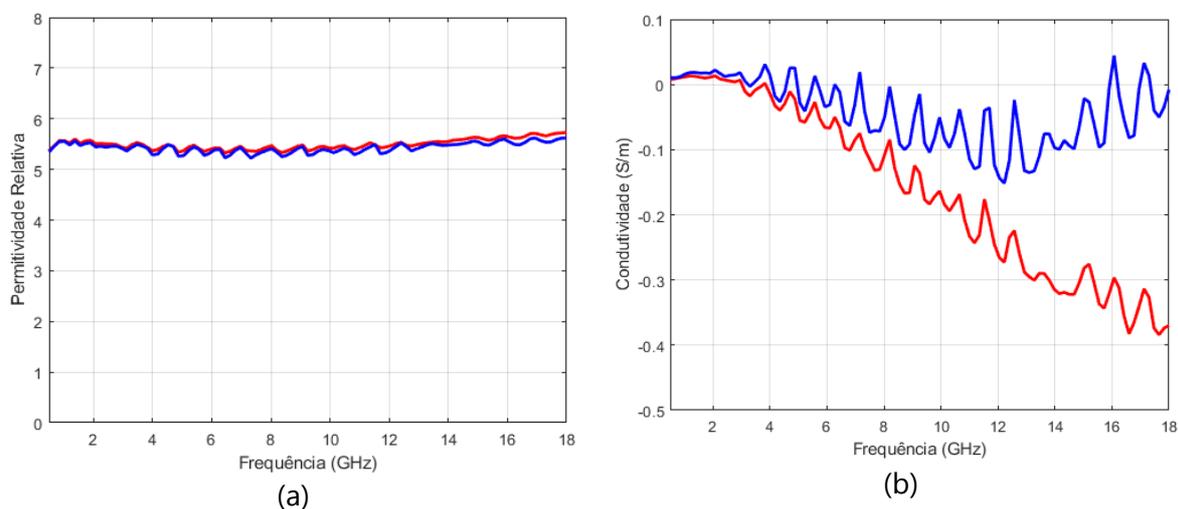
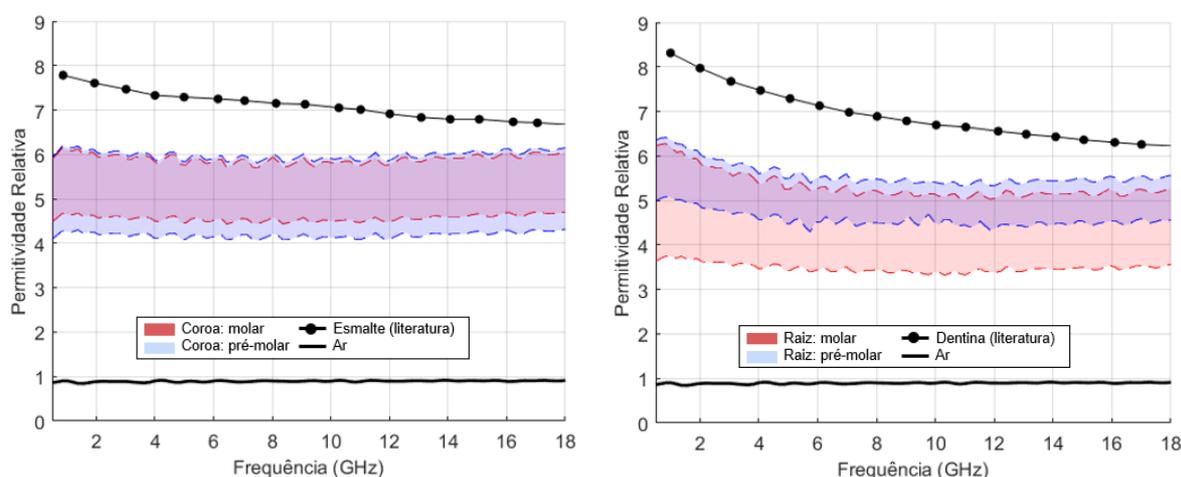


Figura 5.4 - Exemplo de propriedades dielétricas adquiridas ao nível da coroa de um pré-molar, em duas sessões de calibração diferentes: (a) permitividade relativa; (b) condutividade (S/m). Para os registos apresentados, a permitividade relativa adquirida é semelhante, o que sugere que a interferência de fatores como o ar foi análoga para ambas as aquisições. Quanto ao registo da condutividade, este oscila entre 0 e -0,1 S/m para uma das calibrações (sinal azul), enquanto noutra tende para -0,4 S/m (sinal vermelho). O [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, foi inferior a 5% para frequências superiores a, aproximadamente, 4 GHz, tendo sido, neste caso, de  $[1,5 \pm 1,1]$  %. De notar que, os valores da condutividade são muito baixos (como se pode observar pela escala mais fina associada à condutividade), pelo que é natural que estes sejam mais suscetíveis à qualidade da calibração.

A gama de permitividade relativa registada no estudo da repetibilidade pode ser consultada na Figura 5.5, em conjunto com as propriedades dielétricas do ar, do esmalte e da dentina, disponíveis na literatura. Para a gama de frequências adquirida (0,5 a 18 GHz), a permitividade relativa máxima observada variou entre 6,4 e 5,3 para a raiz, e entre 6,2 e 5,8 para a coroa. Quanto à variabilidade registada entre as aquisições, foi observada uma variação percentual média na permitividade relativa da raiz do molar e do pré-molar de 34,5% e 18,1%, respetivamente. Para a coroa do molar e do pré-molar foi observada uma variação de 22,6% e 30,1%, respetivamente.

O registo máximo obtido da permitividade relativa, quer para a coroa quer para a raiz, encontra-se abaixo dos valores reportado por Hoshi *et al.* [13], para frequências de 0,5 GHz a 18 GHz. O registo de uma permitividade relativa máxima inferior à reportada na literatura, aliado à variabilidade observada, sugere a interferência do ar na medição. A variabilidade na permitividade relativa foi, também, reportada por Meaney *et al.* [43], que aponta a interferência do ar na medição como a principal causa da variabilidade do sinal. De facto, apesar de se ter escolhido uma região aproximadamente plana, a superfície do dente é bastante irregular, pelo que foi difícil reproduzir um contacto completo com a sonda. Essa irregularidade poderá levar a contactos de natureza diferente e, por conseguinte, a uma maior ou menor influência do ar na medição, o que se reflete na variabilidade dos resultados.



(a)

(b)

Figura 5.5 - Gama de permitividade relativa registada no estudo da repetibilidade ao nível da (a) coroa e da (b) raiz de um molar (sombreado vermelho) e de um pré-molar (sombreado azul). Note-se uma sobreposição parcial entre as duas bandas. O registo máximo e o mínimo obtidos, para cada um dos locais de medição, é apresentado a tracejado. As propriedades dielétricas do ar, assim como da dentina e do esmalte, disponíveis na literatura [13], são apresentadas como referência.

Para ilustrar a variabilidade induzida pela morfologia dentária nas propriedades adquiridas, foram efetuadas medições sobre superfícies com rugosidades, com depressões e saliências. O exemplo da permissividade relativa adquirida para cada superfície pode ser consultado na Figura 5.5. Uma vez que não foi possível atingir um bom contacto entre estas superfícies e a sonda, estas zonas de medição correspondem a zonas de mau contacto conhecido, com valores de permissividade relativa, claramente, comprometidos pela interferência do ar. Em oposição, foram, também, efetuadas medições sobre uma superfície o mais plana e lisa possível, zona de bom contacto aparente.

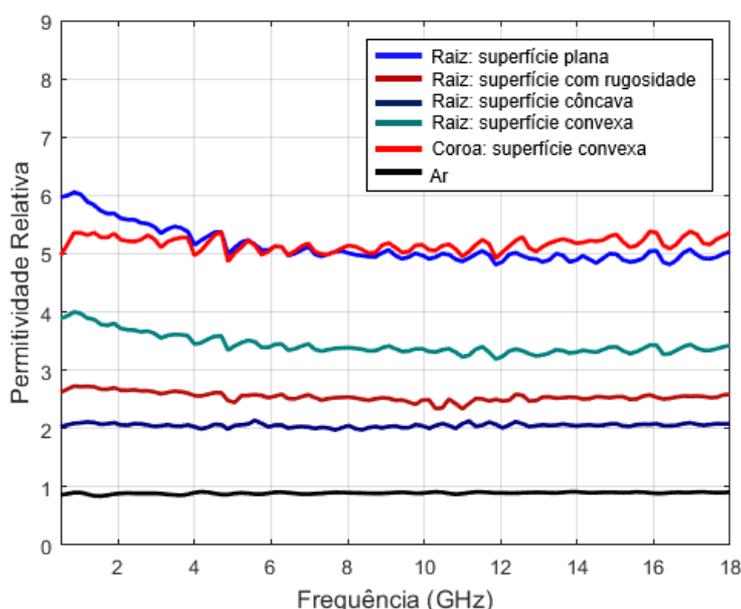


Figura 5.5 - Ilustração da permissividade relativa registada para diferentes superfícies, habitualmente, encontradas sobre a raiz e coroa dentária.

Os resultados de zonas de mau contacto conhecido sugerem que a permissividade relativa inferior a 4, para a raiz, e a 5, para a coroa, se encontra afetada pelas propriedades dielétricas do ar. De salientar, ainda, que o resultado obtido para a superfície convexa da raiz foi claramente superior às restantes zonas de mau contacto da raiz, evidenciando menor contribuição do ar. Esta observação vem ao encontro do comportamento descrito por La Gioia *et al.* [50] pois, segundo os autores do estudo, a permissividade complexa medida é fortemente influenciada pelo material em contacto direto com o condutor interno da sonda. Quanto à escolha de superfícies aparentemente planas e lisas, estas permitem otimizar o contacto com a sonda, ainda que não eliminem a interferência do ar. De facto, não só a permissividade relativa adquirida continuou abaixo da reportada na literatura, mas também a inspeção visual do contacto se mostrou insuficiente para este tipo de amostras. Para esta aquisição, foi selecionada uma amostra cuja superfície parecia, visualmente, estar em contacto com a sonda. No entanto, após a aquisição, foi possível introduzir, parcialmente, papel de

alumínio entre a sonda e a superfície da raiz, o que confirmou a presença de zonas de ar. Assim sendo, as permitividades relativas na ordem de 6, para a raiz, também são afetadas pelas propriedades do ar.

Em suma, os resultados obtidos, nesta secção, realçam a dificuldade associada ao cálculo de propriedades dielétricas do dente com recurso à OECP. Tendo em conta a reduzida dimensão do dente e a sua superfície irregular, a identificação de zonas suficientemente regulares para a medição mostrou-se difícil. Adicionalmente, estas zonas apenas permitiram minimizar a presença de camadas de ar entre a sonda e o dente pois, mesmo nestas regiões, foi difícil garantir um contacto perfeito com a sonda o que, por sua vez, se refletiu na variabilidade dos resultados registados. Assim, se o sistema de aquisição for, apenas, composto por uma sonda em contacto direto com a amostra, os resultados obtidos serão comprometidos pela presença do ar.



## CARACTERIZAÇÃO DE PROPRIEDADES DIELÉTRICAS DE DENTES COM A OECP

Este capítulo tem por finalidade apresentar as abordagens testadas com o intuito de mitigar as limitações associadas à utilização da OECP no estudo dentário. Estas passaram pela modificação artificial das superfícies do dente (abordagem detalhada na secção 6.1) e pela aplicação de meios de acoplamento entre a sonda e o dente (abordagem detalhada na secção 6.2). Após a discussão do desempenho de cada uma das abordagens propostas, o método baseado na aplicação de meio de acoplamento é empregue para a caracterização dielétrica das amostras saudáveis (secção 6.3).

### 6.1. Medição de propriedades dielétricas sobre superfícies modificadas - estudo preliminar

Na sequência das limitações discutidas na secção 5.3.3, foi avaliada a possibilidade de conduzir medições em superfícies artificialmente modificadas. A modificação de superfícies teve por finalidade produzir zonas mais lisas e planas do que são, habitualmente, encontradas nos dentes e, deste modo, melhorar o seu contacto com a sonda, reduzindo, assim, a interferência do ar. Neste sentido, foi conduzido um estudo exploratório em superfícies niveladas, cuja metodologia se encontra detalhada na secção 6.1.1, e em cortes transversais do dente, abordagem descrita na secção 6.1.2.

### 6.1.1. Materiais e métodos: modificação de superfícies através do nivelamento

Neste estudo foi testada a hipótese de dentes com superfícies niveladas oferecerem melhor contacto com a sonda do que dentes com as superfícies originais. Para nivelar a superfície do dente foi aplicada a lixa P320 (RHYNOWOOD, INDASA Abrasives), com granulação média de 46,2  $\mu\text{m}$ . Para avaliar o efeito do polimento na permissividade relativa, a abordagem proposta foi testada em dois dentes, um canino e um pré-molar. Para cada dente, foram selecionados dois locais de medição: um sobre a raiz, entre o terço cervical e médio da face distal/medial<sup>4</sup>; e um sobre a coroa, entre o terço cervical e médio da face labial do canino e face distal/medial do pré-molar. Nos locais de medição, a largura dos dentes variou entre 7 mm e 8 mm, enquanto a espessura variou entre 5 mm e 7 mm. As propriedades dielétricas foram registadas antes e após a aplicação da lixa, obtendo-se três a cinco medições para cada local de medição. As medições foram conduzidas à temperatura ambiente. A calibração do sistema foi efetuada: previamente ao início das aquisições; sempre que se procedia à troca de dentes; e, ao longo das medições do mesmo dente, entre a medição das superfícies não modificadas e a medição de superfícies polidas. No total, foram efetuadas quatro calibrações e oito medições de validação, duas por cada calibração. A temperatura da solução de validação,  $[23,3 \pm 0,7]$  °C, foi registada previamente à sua medição para a posterior comparação com o modelo correspondente.

### 6.1.2. Materiais e métodos: modificação de superfícies através do corte

Neste estudo foi testada a possibilidade de utilizar dentes cortados para a caracterização das suas propriedades dielétricas. Para tal, um molar foi cortado ao nível da zona cervical (Figura 6.1 (a)) com uma serra elétrica Discoplan-TS da Struers Incorporated equipada com uma lâmina de diamante de oito polegadas. Após o corte, a coroa apresentou uma espessura variável entre 5 mm e 7 mm. A largura da parede da raiz, devido à presença da cavidade pulpar, variou entre 2 mm a 3 mm. De salientar que, de acordo com a recomendação do fabricante da *Slim Form Probe*, deverá ser assegurada uma largura mínima de 5 mm de material em torno da sonda. No entanto, o estudo conduzido por La Gioia *et al.* [50] demonstrou que o *sensing volume* da sonda podia ser inferior ao recomendado, sugerindo inclusive que, em alguns casos, a sua extensão radial poderia ser inferior ao diâmetro da própria sonda (2,2 mm).

---

<sup>4</sup> A medição foi conduzida sobre a face de contacto do dente. Contudo, não foi possível distinguir se se tratava da face medial ou distal da raiz. Sempre que se tenha verificado uma situação semelhante, a face de medição será denominada de distal/medial.

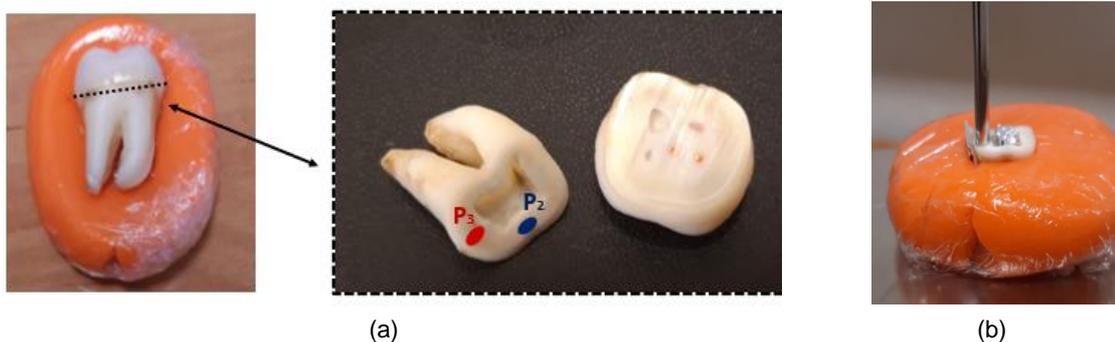


Figura 6.1 - (a) Representação esquemática do plano de corte e dos locais de medição sobre a raiz do molar seccionado. Uma vez que a parede do dente apresentou uma largura variável entre 2 mm e 3 mm, as medições foram conduzidas sobre uma zona com 2 mm de largura (P<sub>2</sub>) e 3 mm de largura (P<sub>3</sub>), sem e (b) com revestimento parcial da amostra com papel de alumínio, a fim de avaliar se a quantidade de parede disponível era suficiente para a caracterização fidedigna da amostra.

As medições foram conduzidas sobre dois locais da raiz, na presença e na ausência de revestimento de alumínio, a fim de avaliar se a quantidade de parede disponível era suficiente para a caracterização fidedigna da amostra, isto é, se a presença do alumínio não afetava as propriedades adquiridas. Um dos conjuntos de medição foi conduzido sobre a zona com largura da parede de 3 mm (P<sub>3</sub>), enquanto o outro sobre uma zona com largura da parede de 2 mm (P<sub>2</sub>). Neste estudo exploratório, foram efetuados três conjuntos de medições para cada local. Cada conjunto de medição iniciava com a fixação do dente no suporte de plasticina e com o revestimento da sua superfície com papel de alumínio, através da inserção de alumínio na cavidade pulpar e revestimento da parede externa do dente (Figura 6.1(b)). Seguidamente, a sonda foi encostada e a medição, com alumínio, realizada. Depois, e sem desencostar a sonda, o alumínio era removido e a medição, sem revestimento, efetuada. A sonda não era desencostada para evitar a alteração da sua posição sobre o dente e, assim, garantir que a variação registada nas propriedades dielétricas, entre as medições com e sem revestimento de alumínio, se devesse à sua possível interferência na medição e não à alteração da posição da sonda sobre a amostra. Sempre que se observava um desvio na posição da sonda, a medição era repetida.

As medições foram conduzidas à temperatura ambiente. A calibração do sistema foi efetuada previamente ao início das aquisições, sempre que se procedia à troca do local de medição. No total foram efetuadas duas calibrações e quatro medições de validação, duas por cada calibração. A temperatura da solução de validação,  $[19,2 \pm 0,2]$  °C, foi registada previamente à sua medição para posterior comparação com o modelo correspondente.

### 6.1.3. Resultados e discussão

Na Figura 6.2 é possível observar o exemplo da gama de permitividade relativa medida antes e após o nivelamento das superfícies do dente com aplicação da lixa. A permitividade

relativa do ar é apresentada como referência. O [valor médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, do erro obtido no registo da permitividade relativa foi de  $[0,7 \pm 0,3]$  %.

De um modo geral, após o polimento do local de medição foi possível observar o aumento da permitividade relativa máxima registada. Contudo, o mesmo nem sempre sucedeu com o limite mínimo, como se pode observar no exemplo da Figura 6.2 (b). A continuação do registo de permitividades relativas mais baixas pode ter ocorrido devido à criação de vértices artificiais sobre o dente durante o seu polimento. Estes vértices impediam, por sua vez, o ajuste total da superfície da sonda à superfície do dente. Além disso, o polimento de superfícies introduz alterações artificiais na estrutura do dente. O desgaste de camadas mais externas leva a uma alteração artificial da espessura do esmalte e do cimento, que cobrem a coroa e a raiz dos dentes. Adicionalmente, são introduzidas alterações na porosidade dos tecidos dentários. Estes fatores, aliados à continuação da observação de valores de permitividade relativa mais baixos, mostraram que esta abordagem é inadequada para o estudo das propriedades dielétricas dos dentes.

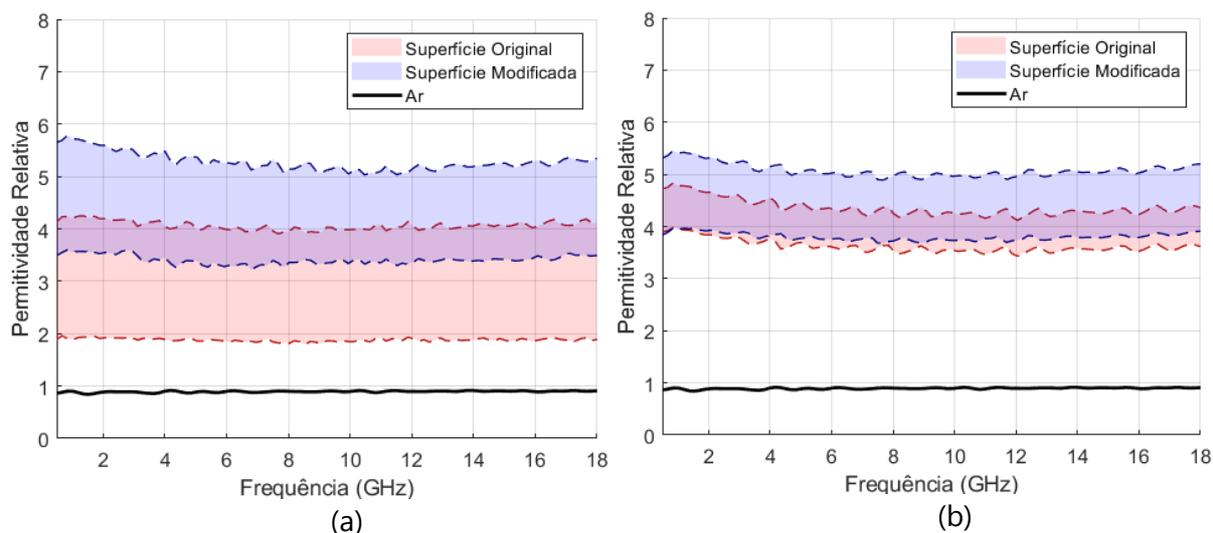


Figura 6.2 - Exemplo da gama de permitividade relativa registada, antes (sombreado vermelho) e após (sombreado azul) o polimento da (a) raiz de um pré-molar e da (b) raiz de um canino. Note-se uma sobreposição parcial entre as duas bandas. O registo máximo e o mínimo obtido, para cada um dos locais de medição, é apresentado a tracejado. É possível observar o aumento da permitividade relativa máxima registada após o polimento (superfície modificada). Contudo, em (b) é evidente a continuação da interferência do ar nas medições, pela manutenção do limite mínimo da gama de permitividade relativa registada após o polimento.

Na tentativa de mitigar alguns dos problemas associados à produção de superfícies planas através do polimento, um molar foi serrado ao nível da zona cervical. No entanto, o corte de amostras de dimensões reduzidas, como o dente, poderá reduzir o seu tamanho ao ponto das suas dimensões não serem suficientes para uma caracterização fidedigna do tecido, isto é, as propriedades dielétricas medidas pela sonda sobre o dente serem afetadas pelas

propriedades dos materiais que o rodeiam. Neste sentido, para além da medição da permissividade relativa da raiz ao nível do corte, foi avaliado se a quantidade de parede disponível era suficiente para a caracterização do dente, através do registo da permissividade relativa com e sem a presença de papel de alumínio em torno da amostra. Os resultados obtidos ao nível de uma zona da raiz com 3 mm (P3) e 2 mm (P2) de largura, encontram-se representados na Figura 6.3 (a) e (b), respetivamente. O [valor médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, do erro obtido no registo da permissividade relativa foi de  $[1,0 \pm 0,5]$  %.

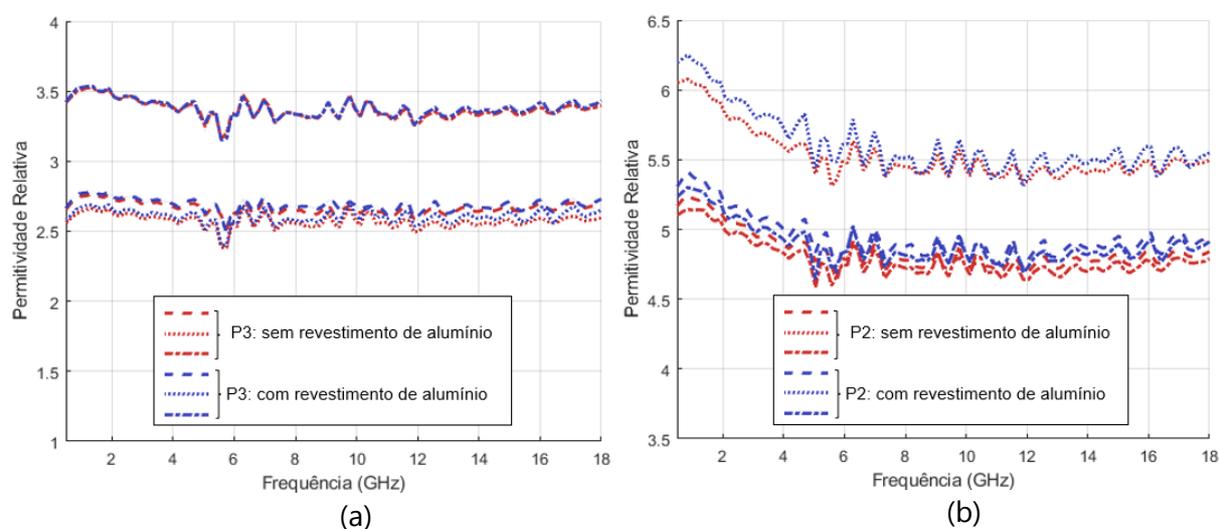


Figura 6.3 - Permissividade adquirida sobre o corte transversal da raiz de um molar, com (linha descontinua azul) e sem (linha descontinua vermelha) revestimento do dente com papel de alumínio: (a) medição sobre o ponto P3 (superfície com 3 mm de largura); (b) medição sobre o ponto P2 (superfície com 2 mm de largura). De notar uma ligeira subida na permissividade relativa registada sobre P2 com o revestimento do papel de alumínio face ao registo sem o revestimento.

A [média  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, da diferença registada na permissividade relativa entre as medições conduzidas com o revestimento de alumínio relativamente às aquisições conduzidas sem o revestimento de alumínio foi de  $[1,9 \pm 0,6]$  % para os registos sobre P2 e de  $[0,8 \pm 0,4]$  % para os registos sobre P3. De salientar que, para a superfície com largura de 3 mm (P3), a variação registada está na ordem da incerteza associada à medição. Contudo, é possível que esta variação seja superior à observada, uma vez que não se conseguiu obter bom contacto com a sonda e, por isso, o registo foi afetado pela forte interferência do ar (Figura 6.3 (a), permissividade relativa registada sobre P3 foi inferior a 3,5). No caso da medição conduzida sobre P2, a diferença registada entre as medições com e sem alumínio é superior ao erro associado à medição. Este resultado indica que o *sensing volume* da sonda ultrapassa a quantidade de parede dentária disponível para a medição. No entanto, não se pretende afirmar, com este resultado, que a medição conduzida sobre superfícies de 2 mm de espessura irá introduzir um erro de, apenas, 2% na medição, dado o número reduzido de repetições conduzidas e a dificuldade sentida na produção de um bom contacto entre a sonda e o dente.

A continuação da observação de valores de permissividade relativa afetados pela interferência do ar, reflete a persistência do problema de mau contacto. Embora o corte tenha permitido produzir superfícies planas, a fixação do dente nos suportes de plasticina, a fim de assegurar que a superfície plana era perpendicular à superfície da sonda, mostrou-se difícil, uma vez que a restante geometria do dente é irregular. Assim, para além da dificuldade de ajuste do dente à sonda se manter, esta abordagem mostrou-se limitada pela quantidade do tecido disponível para a medição. De facto, as medições conduzidas sobre P2 sugerem que o *sensing volume* da sonda ultrapassa a quantidade da parede disponível. De notar ainda que, no caso desta amostra, a maior parte da parede media, aproximadamente, 2 mm. Apesar de a experiência ter sido conduzida apenas sobre um dente, uma vez que os molares correspondem a dentes com maiores dimensões, prevê-se que a quantidade de parede do dente disponível para a medição continue a ser uma limitação para outras amostras.

Em suma, nesta secção, foi investigada a possibilidade de realizar medições sobre superfícies dentárias artificialmente modificadas, quer através do seu polimento com a lixa, quer através do seu corte transversal. As abordagens testadas mostraram-se limitadas por fatores como a alteração artificial da estrutura dentária ou quantidade de tecido dentário disponível após o corte, tendo sido também verificada a persistência do mau contacto entre a sonda e o dente. Assim sendo, estas abordagens mostraram-se insuficientes para uma caracterização fidedigna das propriedades dielétricas de dentes.

## 6.2. Aplicação de meios de acoplamento

Nesta secção, foi avaliada a possibilidade de estimar propriedades dielétricas de dentes com recurso à aplicação de meios de acoplamento, a fim de mitigar a influência do ar nas medições e sem recorrer à modificação artificial da superfície da amostra. Esta secção inicia com a exposição da metodologia proposta (secção 6.2.1), seguida pela seleção de candidatos a meios de acoplamento (secção 6.2.2) e caracterização dos meios produzidos (secção 6.2.3). O protocolo experimental desenvolvido e o tratamento aplicado aos sinais adquiridos encontram-se detalhados na secção 6.2.4. Após a apresentação do protocolo e do tratamento aplicado aos sinais adquiridos, são identificados alguns fatores de erro que poderiam interferir com o resultado medido experimentalmente (secção 6.2.5). Por fim, é avaliado o desempenho da aplicação de meios de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas, quer numericamente (secção 6.2.6), quer experimentalmente (6.2.7). Nomeadamente, é testada a influência da quantidade do meio de acoplamento retido entre a sonda e o objeto de interesse nas propriedades estimadas.

### 6.2.1. Exposição do método

No estudo conduzido por Irastorza *et al.* [40], o erro de contacto, entre o osso trabecular, previamente seccionado, e a superfície da sonda, foi minimizado pela medição de propriedades dielétricas da amostra imersa em água. O autor observou que a existência de pequenas falhas no contacto (brechas na ordem dos 0,02 mm) podia reduzir o erro na determinação de permitividade relativa de 20% para 2%, quando preenchidas por água em vez de ar. A introdução de um meio entre a sonda e o objeto de interesse (meio de acoplamento) irá conduzir à determinação da permitividade relativa e condutividade resultantes da contribuição de propriedades dielétricas de ambos os materiais. A contribuição de cada um será influenciada pela espessura da primeira camada [48], que se encontra em contacto com a sonda, neste caso, pela quantidade do meio de acoplamento retido entre a sonda e o dente. Uma vez que a superfície do dente é muito irregular, a simples aplicação de um meio entre a sonda e o dente poderá não ser suficiente para proporcionar uma estimativa fidedigna das suas propriedades dielétricas. De facto, não só é esperada maior retenção do meio em superfícies muito irregulares, com conseqüente aumento do erro introduzido ao longo da gama de frequências adquirida, mas também que esse erro não seja constante, visto que a quantidade do meio de acoplamento, retido entre a sonda e a superfície do dente, irá variar consoante o local de medição.

Nos estudos conduzidos por Porter *et al.* [48] e La Gioia *et al.* [50], foi observado que, quando a sonda interage com um volume heterogéneo, quer radialmente [50] quer longitudinalmente [48], as propriedades dielétricas por ela registadas variam entre as propriedades dos materiais compreendidos no *sensing volume*. Assim, caso o meio de acoplamento e o objeto de interesse apresentem propriedades dielétricas semelhantes, e dado que as propriedades medidas variam entre as propriedades dielétricas de ambos os materiais, espera-se que o erro introduzido, pela aplicação do meio sobre o objeto de interesse, seja mínimo. Uma vez que não se conhece à partida as propriedades do dente, a utilização de meios de acoplamento, cujas propriedades variem significativamente ao longo da gama de frequências, poderá permitir identificar regiões, na banda de frequência, onde as propriedades dos dois materiais, dente e meio, se aproximam. As propriedades observadas nessas zonas poderão fornecer, assim, uma estimativa mais fidedigna sobre as propriedades dielétricas dos dentes.

Por exemplo, se a permitividade relativa do meio de acoplamento e do objeto de interesse forem representadas pelas curvas vermelha e azul da Figura 6.4, respetivamente, espera-se que a permitividade relativa resultante (sombreado) da aplicação do meio de acoplamento sobre o objeto de interesse varie entre o intervalo delimitado por ambas as curvas. A situação retratada na Figura 6.4 (b), exemplifica a situação na qual existe uma gama de frequências em que a permitividade relativa do objeto de interesse e do meio de acoplamento são semelhantes, aproximando-se para a frequência de interseção,  $f = f_i$ . Para esta frequência,

espera-se observar uma aproximação da gama de permitividade relativa resultante da aplicação do meio sobre o objeto, possível de ser medida pela sonda (sombreado), da permitividade relativa do meio de acoplamento (linha vermelha). Por outro lado, se a permitividade relativa do objeto de interesse for sempre inferior ou superior à permitividade relativa do meio de acoplamento, espera-se que a permitividade relativa resultante da aplicação do meio sobre o objeto seja, também, inferior ou superior à permitividade relativa do meio, respetivamente. Veja-se o exemplo da situação retratada na Figura 6.4 (c), que representa o caso para o qual a permitividade relativa do objeto de interesse é sempre inferior à permitividade relativa do meio de acoplamento. Nesta situação, e de acordo com o exposto, a partir da permitividade relativa resultante (sombreado), apenas seria possível concluir que a permitividade relativa do objeto de interesse é inferior à permitividade relativa do meio de acoplamento aplicado. Por outro lado, a observação de uma interseção entre as propriedades do meio de acoplamento e as propriedades resultantes da aplicação desse meio sobre o objeto, sugeria a presença de uma gama de frequências para a qual as propriedades do objeto de interesse e do meio de acoplamento aplicado são semelhantes. O mesmo raciocínio pode ser aplicado à condutividade.

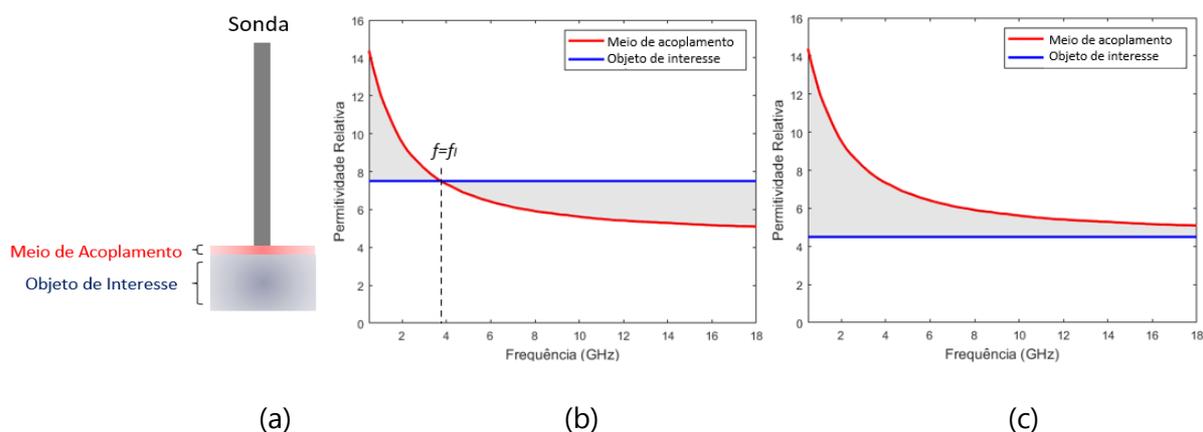


Figura 6.4 - Representação esquemática da geometria interrogada pela sonda e da permitividade relativa associada a cada um dos materiais do objeto em estudo. O objeto em estudo pode ser visto como um sistema formado por duas camadas: pelo meio de acoplamento, em contacto direto com a sonda; e pelo objeto de interesse. Os gráficos (b) e (c) ilustram a gama de permitividade relativa resultante que se espera ser possível de medir (sombreado) sobre o objeto em estudo, caso as propriedades do objeto variem entre as propriedades dos materiais presentes no *sensing volume*, quando as propriedades dielétricas do meio de acoplamento e objeto de interesse são descritas pelas curvas vermelha e azul, respetivamente. A situação (b) retrata o cenário para o qual a permitividade relativa dos dois materiais (meio e objeto de interesse) é semelhante para a frequência de interseção,  $f=f_i$ . A situação (c) representa o caso para o qual os dois materiais apresentam uma permitividade relativa distinta para a gama de frequências considerada.

Assim, colocou-se a hipótese de que a utilização de múltiplos meios de acoplamento, com propriedades distintas, poderá permitir identificar várias zonas de aproximação de propriedades dielétricas entre os meios aplicados e o objeto de interesse. Estas zonas de aproxi-

mação de propriedades poderiam ser localizadas a partir da identificação de pontos de interseção entre as curvas de meios de acoplamento aplicados e as curvas que descrevem as propriedades adquiridas com aplicação destes meios sobre o objeto de interesse. Deste modo, espera-se que as propriedades dielétricas observadas para as frequências a que os pontos de interseção ocorrem,  $f=f_i$ , permitam obter uma estimativa mais fidedigna das propriedades dielétricas de objetos como o dente, minimizando o erro introduzido na medição por fatores como a existência de brechas de ar.

## **6.2.2. Identificação de candidatos a meios de acoplamento: estudo da interação da amostra com Triton X-100 e glicerina vegetal**

A literatura reporta que misturas com diferentes gamas de propriedades dielétricas podem ser obtidas a partir da combinação de diferentes proporções de água destilada com Triton X-100 [86] ou glicerina [87]. Deste modo, as misturas obtidas a partir destes materiais são candidatas a meios de acoplamento. Contudo, a utilização de meios de acoplamento para a extração de propriedades dielétricas de dentes exige o contacto direto do meio com a amostra. Esse contacto pode conduzir à alteração das propriedades da amostra, devido à sua contaminação ou modificação, resultante da interação irreversível com a sua estrutura. Neste sentido, este estudo teve por objetivo avaliar se a interação das misturas com os dentes conduz à alteração das respetivas propriedades dielétricas.

### **6.2.2.1. Materiais e métodos**

Neste estudo foram utilizados três dentes saudáveis, dois pré-molares e um canino, do mesmo indivíduo. Para cada amostra, foi selecionado um local de medição sobre uma região relativamente plana e regular da raiz e da coroa, por forma a otimizar o contacto com a sonda. As regiões selecionadas situavam-se sobre o terço cervical da face distal/medial da raiz e entre o terço cervical e médio da face distal/medial da coroa. Os locais pretendidos foram assinalados de modo a facilitar a sua identificação entre as medições. Nos locais de medição, a largura dos dentes variou entre 7 mm e 9 mm, enquanto a espessura variou entre 5 mm e 7 mm.

No total, foram conduzidos dois conjuntos de dez medições independentes por cada local de medição, um conjunto antes e outro após a exposição dos dentes a cada uma das soluções testadas, nomeadamente: glicerina vegetal (Glicerina Alifar); Triton X-100 (Triton™ X-100, Sigma-Aldrich); e água destilada (W5 Água Destilada). Após a primeira série de medições, um dos pré-molares foi imerso em glicerina e o outro em Triton X-100, por um período de vinte e quatro horas. Após esse período, os dentes foram imersos em água destilada por mais vinte e quatro horas, para assegurar a remoção do excesso de solução que pudesse ter ficado retido na superfície. Como controlo, o canino foi inserido em água destilada pelo mesmo período.

Após as vinte e quatro horas de imersão em água destilada, os dentes foram secos ao ar livre por um período de quarenta e oito horas, seguindo-se um segundo conjunto de medições sobre os locais previamente assinalados. De salientar que as medições foram conduzidas à temperatura ambiente,  $[18,2 \pm 0,8]$  °C. Relativamente às medições de validação, foram efetuadas antes e após a conclusão de cada conjunto de dez aquisições. A temperatura da solução de validação,  $[17,7 \pm 0,3]$  °C, foi registada previamente à sua medição, para posterior comparação com o modelo correspondente. A calibração do sistema foi efetuada entre a medição de amostras diferentes. No total foram efetuadas seis calibrações e doze medições de validação, duas por cada calibração.

A variação percentual máxima observada na permitividade relativa registada, para cada um dos locais de medição, foi estimada de acordo com o procedimento descrito na secção 5.3.1. A variação percentual entre os limites mínimos de permitividade relativa registados, antes e após a imersão, ou limites máximos de permitividade relativa registados, antes e após a imersão, foi determinada do mesmo modo, mas tendo como referência o limite observado previamente à imersão.

### 6.2.2.2. Resultados e discussão

A gama de permitividade relativa registada, para cada um dos locais de medição, antes e após a imersão dos dentes em água destilada, Triton X-100 e glicerina vegetal, pode ser consultada na Figura 6.5, Figura 6.6 e Figura 6.7, respetivamente. As propriedades dielétricas do ar são representadas como referência. O [valor médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, do erro obtido no registo da permitividade relativa foi de  $[1,3 \pm 0,5]$  %.

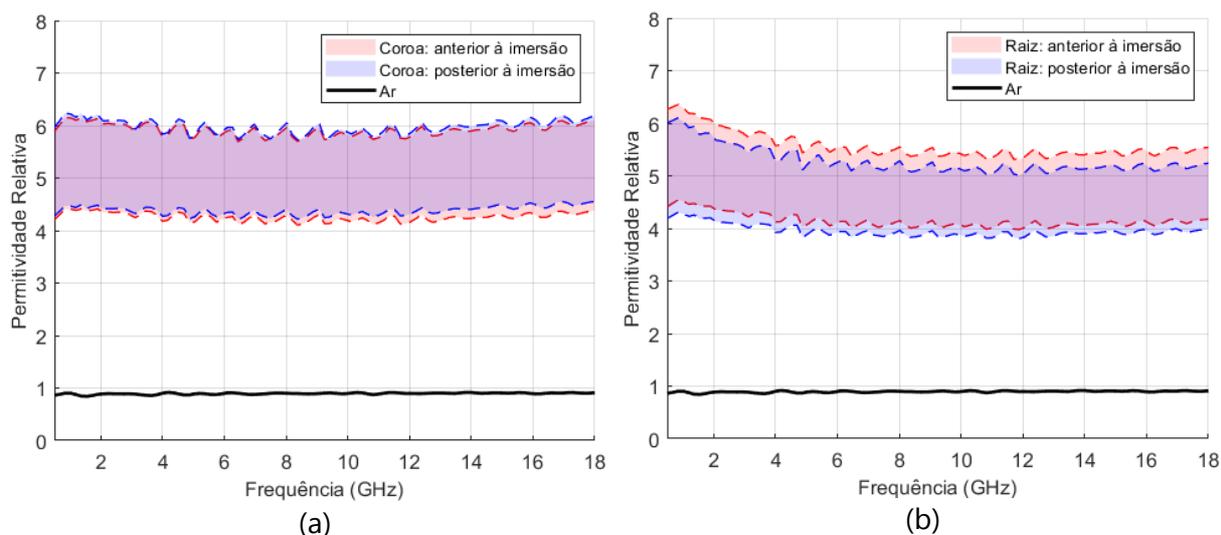


Figura 6.5 - Gama de permitividade relativa registada sobre (a) coroa e (b) raiz do canino, antes (sombreado vermelho) e após (sombreado azul) à imersão em água destilada. O registo máximo e o mínimo obtido, para cada um dos locais de medição, é apresentado a tracejado. De notar a sobreposição entre as bandas referentes às duas condições de medição. As propriedades dielétricas do ar são apresentadas como referência.

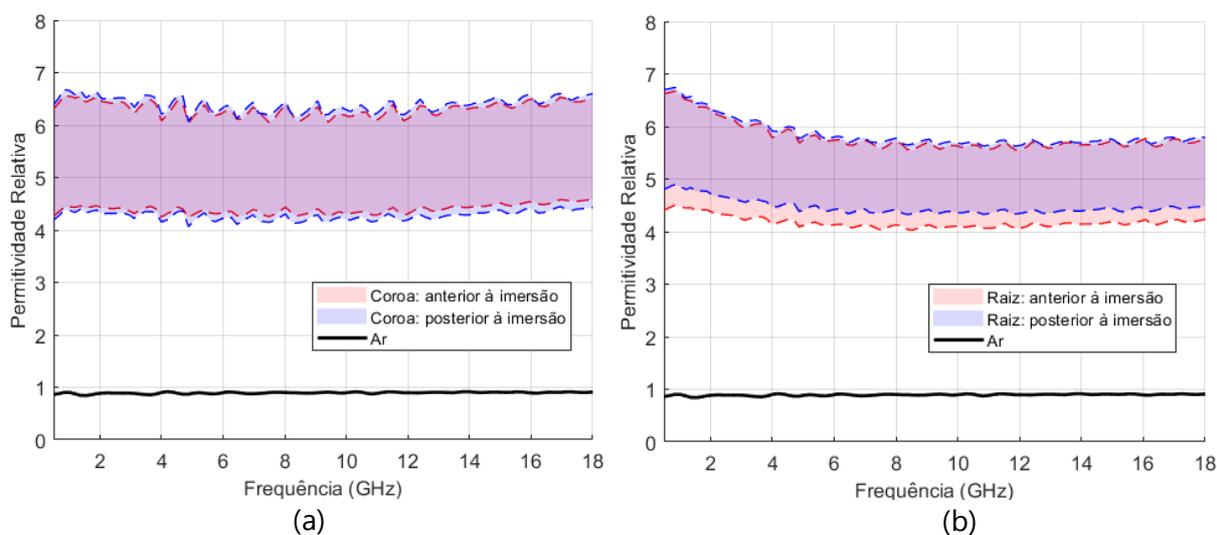


Figura 6.6 - Gama de permissividade relativa registada sobre (a) coroa e (b) raiz do pré-molar, antes (sombreado vermelho) e após (sombreado azul) à imersão em Triton X-100. O registo máximo e o mínimo obtido, para cada um dos locais de medição, é apresentado a tracejado. De notar a sobreposição entre as bandas referentes às duas condições de medição. As propriedades dielétricas do ar são apresentadas como referência.

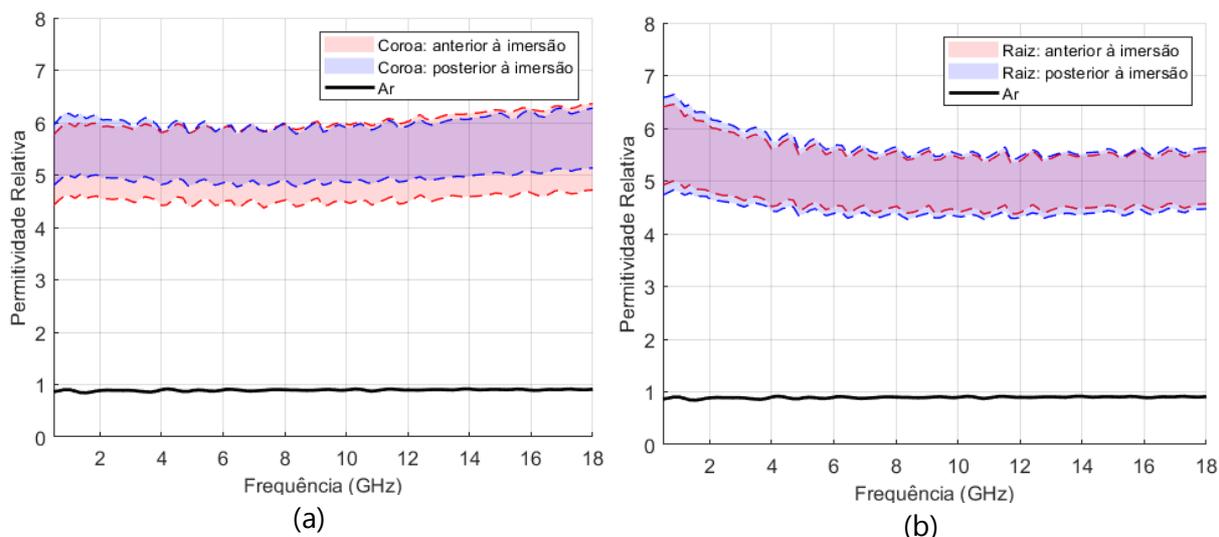


Figura 6.7 - Gama de permissividade relativa registada sobre (a) coroa e (b) raiz do pré-molar, antes (sombreado vermelho) e após (sombreado azul) à imersão em glicerina vegetal. O registo máximo e o mínimo obtido, para cada um dos locais de medição, é apresentado a tracejado. De notar a sobreposição entre as bandas referentes às duas condições de medição. As propriedades dielétricas do ar são apresentadas como referência.

As gamas de permissividade relativa observadas antes e após a imersão das amostras nos meios testados, são sobreponíveis. Para cada um dos locais de medição, a variação observada no limite máximo de permissividade relativa adquirida após a exposição do dente ao meio, quando comparado ao limite máximo observado previamente à exposição, é inferior à variação

percentual máxima associada à gama da permitividade relativa medida anteriormente à imersão (sombreado vermelho). O mesmo observa-se para os limites mínimos. Assim, esta variação nos valores máximos e mínimos adquirido entre as duas condições de medição, antes e após a imersão, pode ser atribuída à interferência do ar. Por exemplo, a variação percentual entre o valor mínimo da permitividade relativa registada antes e após a exposição da coroa do pré-molar à glicerina vegetal (situação de maior variação observada), foi de 8,6%, enquanto a variação percentual máxima observada na permitividade relativa da coroa, antes da sua imersão, foi de 24,6%. Assim, caso haja alteração na permitividade relativa dos dentes, fruto da sua exposição a glicerina ou Triton X-100, o método utilizado não será sensível a essa alteração. Por outro lado, apesar de não se ter observado alteração na permitividade relativa, o Triton-X 100 é, habitualmente, usado na lise celular [88], havendo indícios de que o seu contacto com a matriz extracelular provoca desnaturação de moléculas de colagénio [89], que compõem 20% da dentina e até 55% do cimento. Assim, para minimizar a exposição do dente a Triton-X 100, os meios de acoplamento usados foram produzidos, maioritariamente, a partir da mistura de água destilada e glicerina vegetal, pois este produto não é tóxico [87] e entra na composição de pastas dentárias como humectante e adoçante [90], não devendo afetar as propriedades dos dentes. Contudo, como as medições preliminares mostraram que a condutividade das soluções de glicerina é elevada, comparativamente à condutividade do dente, não seria possível aplicar a metodologia exposta na secção 6.2.1 para o estudo da condutividade. Porém, em alguns casos, foi possível observar que a condutividade resultante da aplicação de Triton X-100 sobre a superfície dentária produzia registos superiores ou inferiores à condutividade do próprio Triton X-100, o que permitiria aplicar as misturas à base de Triton X-100 como limiares (*thresholds*). Como os tecidos dentários seriam expostos por curtos períodos a Triton X-100 (o meio de acoplamento permaneceu 20 a 30 s sobre o dente durante a aquisição), optou-se por produzir misturas a base de Triton-X 100 na tentativa de obter indício acerca da variação da condutividade entre diferentes zonas do dente.

### 6.2.3. Caracterização de candidatos a meios de acoplamento

Para a estimativa da permitividade relativa dos dentes, foram produzidas misturas de glicerina e água destilada, nomeadamente 100:0 (G[100]), 95:5 (G[95]), 90:10 (G[90]), 85:15 (G[85]), 80:20 (G[80]), 75:25 (G[75]), 70:30 (G[70]), 65:35 (G[65]), 60:30 (G[60]), 55:45 (G[55]), 50:50 (G[50]) e 45:55 (G[45]), em percentagem volúmica. Por exemplo, de acordo com a notação supramencionada, G[70] corresponde a uma solução formada por 70%, em volume, de glicerina e 30%, em volume, de água destilada. As propriedades dielétricas das soluções, para a temperatura de  $[18,4 \pm 0,4]$  °C, encontram-se representadas na Figura 6.8. Quanto ao estudo da condutividade, foram produzidas as seguintes misturas de Triton X-100 e água destilada: 100:0 (TX100[100]), 95:5 (TX100[95]), 90:10 (TX100[90]), 85:15 (TX100[85]), em percentagem

volúmica. De acordo com a notação supramencionada, TX100[90] corresponde a uma solução formada por 90%, em volume, de Triton X-100 e 10% de água destilada. As propriedades dielétricas das soluções, para temperatura de  $[18,5 \pm 0,2]$  °C, encontram-se representadas na Figura 6.9.

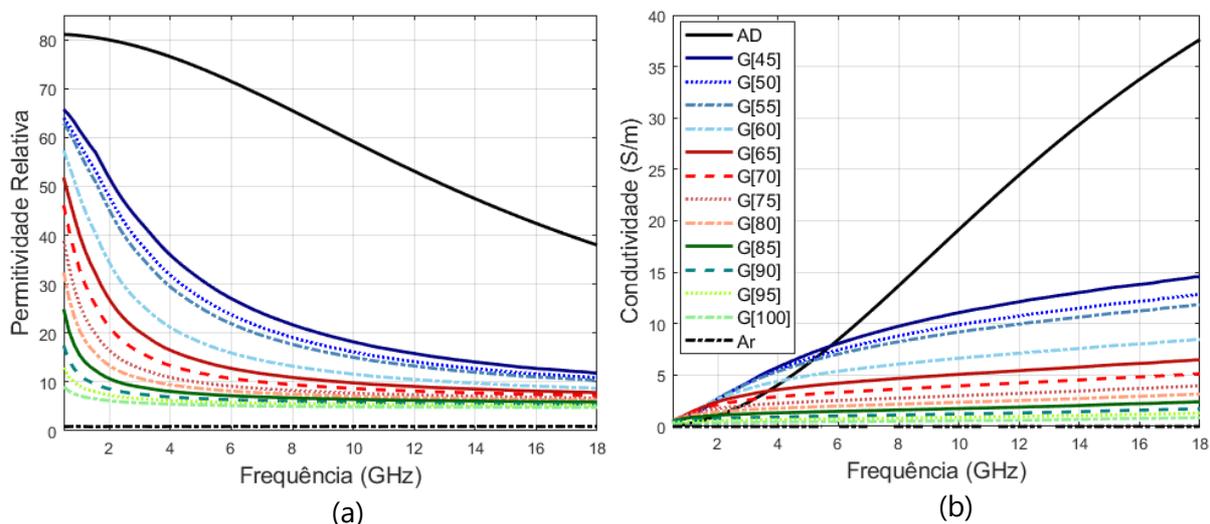


Figura 6.8 - Propriedades dielétricas de misturas de glicerina vegetal e água destilada: (a) permissividade relativa; (b) condutividade (S/m). A [temperatura média  $\pm$  desvio padrão] °C das soluções, no momento de medição, foi de  $[18,4 \pm 0,4]$  °C. A percentagem volúmica de glicerina na mistura é indicada por X, na expressão G[X]. As propriedades dielétricas de água destilada (AD) e do ar são apresentadas como referência.

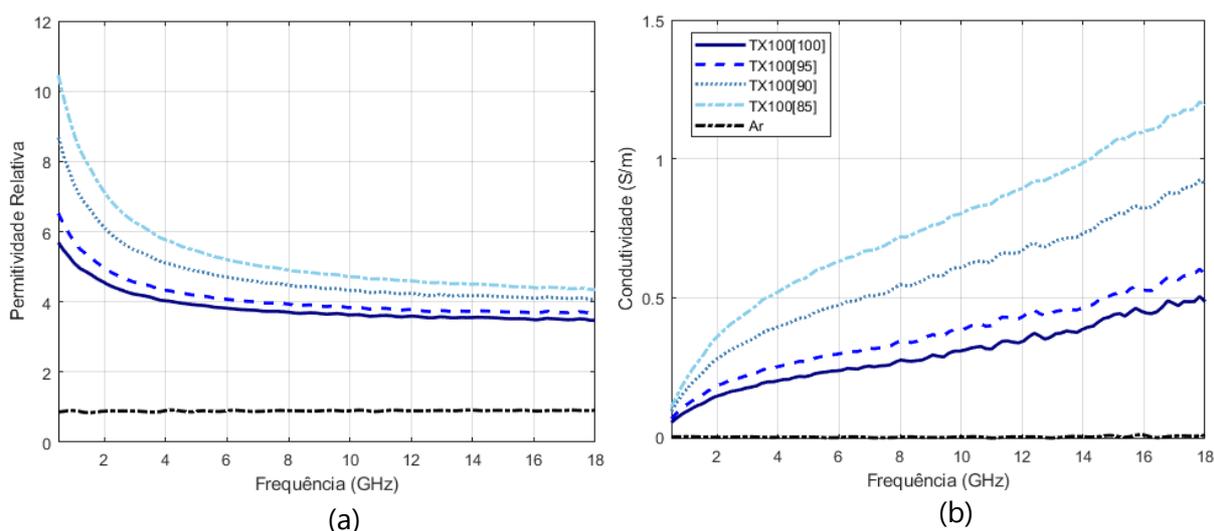


Figura 6.9 - Propriedades dielétricas de misturas de Triton X-100 e água destilada: (a) permissividade relativa; (b) condutividade (S/m). A [temperatura média  $\pm$  desvio padrão] °C das soluções, no momento de medição, foi de  $[18,5 \pm 0,2]$  °C. A percentagem volúmica de Triton X-100 na mistura é indicada por X, na expressão TX100[X]. As propriedades dielétricas do ar são apresentadas como referência.

## 6.2.4. Protocolo experimental e tratamento de resultados

Para obter uma estimativa das propriedades dielétricas dos dentes, as propriedades de cada conjunto "meio de acoplamento + dente" foram medidas e comparadas com as propriedades do meio de acoplamento utilizado. Para cada local de medição, as aquisições foram iniciadas com aplicação do meio com menor quantidade de água, prosseguindo-se com as restantes combinações, em ordem crescente do volume de água. Este processo de aquisição decorreu até deixarem de ser observados pontos de interseção entre as propriedades adquiridas com o meio de acoplamento aplicado sobre o dente e as propriedades do meio de acoplamento em questão. Para cada conjunto "meio de acoplamento + dente", foi seguido o seguinte protocolo:

1. Calibração do equipamento, de acordo com o procedimento descrito na secção 5.1;
2. Avaliação da qualidade da calibração:
  - a. Medição de propriedades dielétricas do ar, tal como sugerido em [46].
  - b. Validação com a solução de NaCl a 0,1M. A temperatura da solução foi registada para a posterior comparação com o modelo teórico. No total, foram efetuadas duas medições de validação, a primeira após a calibração do equipamento e a segunda após a conclusão de todas as aquisições do conjunto "meio de acoplamento + dente".
3. Medição das propriedades dielétricas resultantes da aplicação do meio de acoplamento sobre o dente. Para colmatar a influência de fatores externos, como por exemplo o escorregamento da sonda sobre o dente, optou-se por realizar nove aquisições de cada combinação "dente + meio de acoplamento". Cada aquisição foi efetuada, de acordo com o seguinte protocolo:
  - a. Medição das propriedades dielétricas do ar, para assegurar que a sonda estava devidamente limpa e calibrada;
  - b. Medição das propriedades dielétricas do dente, no local previamente selecionado e assinalado, sem a aplicação do meio de acoplamento. Este passo permitiu obter uma referência de propriedades dielétricas do dente, no local de medição, e verificar se o dente estava devidamente limpo, caso já tivesse sido colocado em contacto com o meio de acoplamento em medições anteriores;
  - c. Medição das propriedades dielétricas do dente, no local previamente selecionado e assinalado, com a aplicação do meio de acoplamento. Para tal, a sonda foi desencostada do local medido no ponto 3.b, uma gota de meio de acoplamento foi aplicada (Figura 6.10) e as propriedades dielétricas medidas;

- d. Foi executada a limpeza da sonda e do dente com água destilada e papel absorvente;
4. Para determinar as propriedades dielétricas do meio de acoplamento e monitorizar as suas alterações ao longo das medições, as suas propriedades foram registadas no início, a meio e no final das nove aquisições.



Figura 6.10 - Exemplo de medição de propriedades dielétricas com aplicação do meio de acoplamento: uma gota do meio de acoplamento é colocada sobre a superfície do dente, aquando da medição.

No total, foram realizadas vinte e três aquisições de propriedades dielétricas por cada combinação "meio de acoplamento + dente": duas de validação; três do próprio meio; e dezoito do dente, sendo metade das aquisições com e outra sem a aplicação do meio de acoplamento. Em média, a medição de cada combinação foi concluída em duas horas, tendo sido efetuadas doze e dez combinações para medição de locais sobre a coroa e raiz, respetivamente.

Como discutido na secção 6.2.3, para o estudo da condutividade não foi possível aplicar a metodologia apresentada na secção 6.2.1. No entanto, em algumas situações foi possível aplicar misturas de água destilada e Triton X-100 como limiares (*thresholds*), a fim de delimitar intervalos de condutividade que continham a condutividade do dente. No caso do estudo da permitividade relativa, as propriedades das soluções produzidas permitiram identificar zonas de interseção entre a permitividade relativa da solução aplicada e a permitividade relativa resultante da aplicação de uma gota dessa solução sobre o dente. Para a identificação de zonas onde a permitividade relativa resultante se aproxima da permitividade relativa do meio de acoplamento utilizado, o resultado de cada uma das nove aquisições, para cada um dos conjuntos "meio de acoplamento + dente", foi comparado ao valor médio da permitividade relativa do respetivo meio de acoplamento. Para cada aquisição, o ponto de interseção foi definido como o ponto amostrado para o qual a permitividade relativa do conjunto "meio de acoplamento + dente" diferia menos da permitividade relativa média do meio aplicado. Assim, foram obtidos nove candidatos para a estimativa da permitividade relativa da amostra. Uma vez que

as medições podem ser afetadas por fatores externos, foi utilizado o valor mediano da permissividade relativa registada ao nível dos pontos de interseção, como estimativa da permissividade relativa do dente, para a frequência a que o valor mediano é observado. Um exemplo de curvas de permissividade relativa adquirida com aplicação do meio de acoplamento e interseções produzidas, pode ser consultado na Figura 6.11.

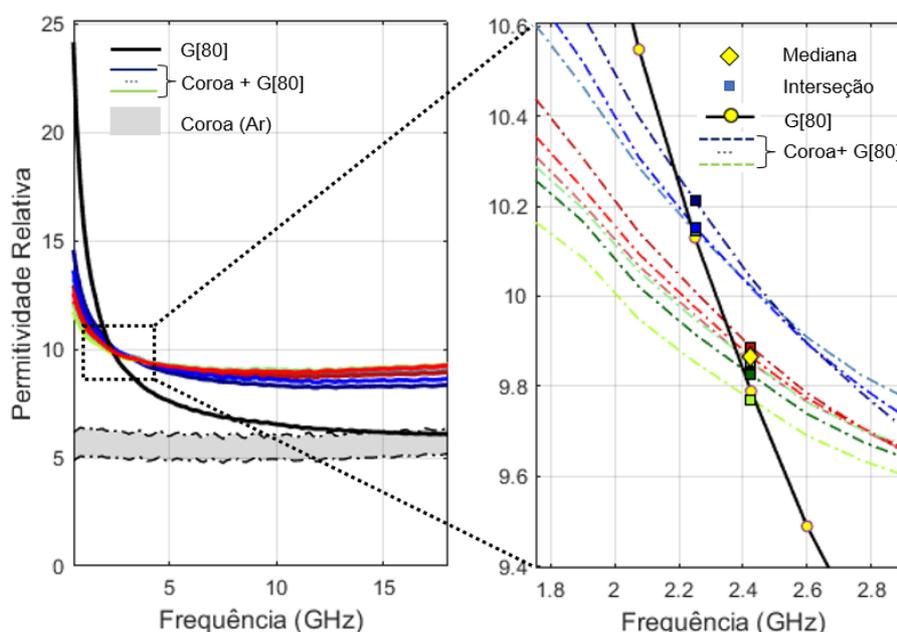


Figura 6.11 - Estimativa da permissividade relativa da coroa de um pré-molar com aplicação do meio G[80]. A traço contínuo (esquerda) e descontinuo (direita) encontram-se representadas curvas de permissividade registadas com a aplicação do meio de acoplamento G[80] (traço contínuo, preto) sobre a coroa. Na zona amplificada (direita), é possível observar a permissividade relativa de cada uma das aquisições no ponto em que interseitam com o meio (quadrados). De notar que, alguns dos pontos se sobrepõem. Como estimativa da permissividade relativa do dente foi seleccionada a mediana (losango amarelo) das permissividades relativas assinaladas. De salientar que, as interseções foram determinadas para as frequências amostradas (círculos amarelos), pelo que é possível observar um ligeiro desvio entre as interseções obtidas e os pontos onde as curvas interpoladas se cruzam, para efeitos de representação gráfica. A variação da medição da permissividade relativa da amostra, sem a aplicação do meio, encontra-se representada a sombreado.

De notar que foram observadas situações para as quais nem todas as nove curvas de permissividade relativa resultante da aplicação do meio de acoplamento sobre o dente interseitam com a curva do meio aplicado, situação retratada pela Figura 6.12. Para esses casos, não foi possível determinar a mediana de todos os pontos de interseção com o meio de acoplamento, uma vez que nem todas as curvas interseitam. Assim, apenas é determinado o valor mediano de curvas que interseitam com o meio. Se para a frequência de interseção do valor mediano, a variabilidade observada entre todas as aquisições,  $\Delta\epsilon'$ , for inferior a 5% do valor mediano,  $\epsilon'_m$ , esse ponto foi considerado como a estimativa da propriedade da amostra, caso contrário, a interseção foi excluída.

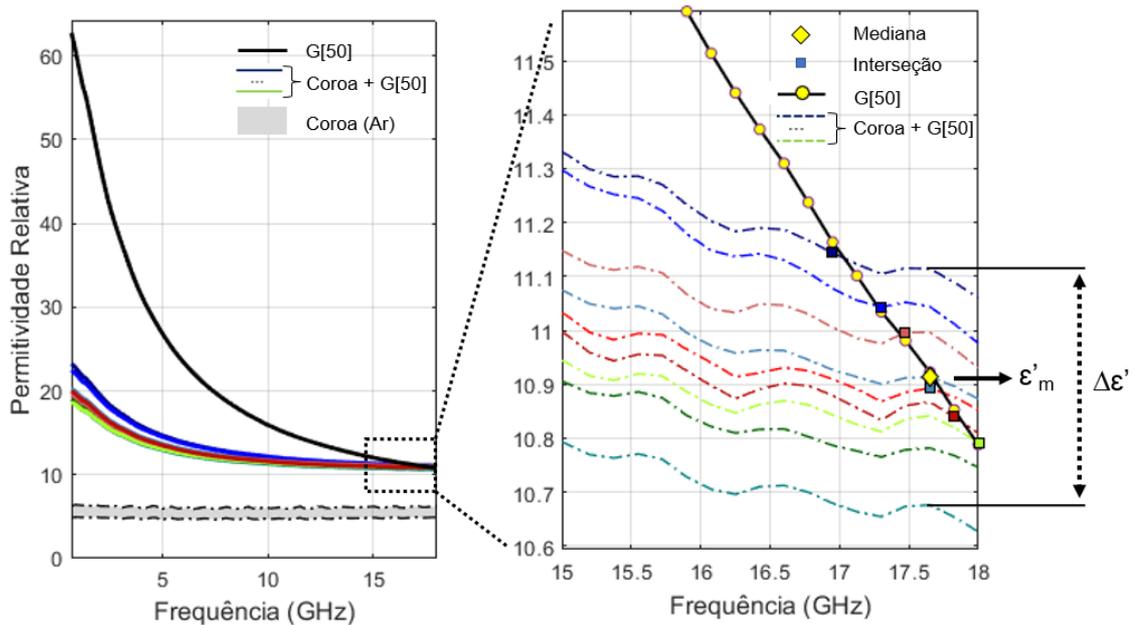


Figura 6.12 - Estimativa da permitividade relativa da coroa de um molar com aplicação do meio G[50]. A traço contínuo (esquerda) e descontínuo (direita) encontram-se representadas as curvas de permitividade relativa registradas com a aplicação do meio de acoplamento G[50] (traço contínuo, preto) sobre a coroa. Na zona ampliada (direita), é possível observar a permitividade relativa de cada uma das aquisições no ponto em que interseção com o meio (quadrados). De salientar que, duas das nove aquisições não interseção a curva do meio. Contudo, como a variação observada na permitividade relativa, para a frequência de interseção da permitividade relativa mediana (losango),  $\Delta\epsilon' = 0,43$ , é inferior a 5% do valor mediano no ponto de interseção,  $\epsilon'_m = 10,91$ , este valor foi incluído na estimativa da permitividade relativa da coroa. A variação da permitividade da amostra, sem a aplicação do meio, encontra-se representada a sombreado.

A utilização de múltiplos meios de acoplamento, com propriedades distintas, permitiu identificar vários pontos de aproximação da permitividade relativa medida com a aplicação de meios de acoplamento sobre o dente à permitividade relativa do meio aplicado e, por conseguinte, obter uma estimativa de propriedades dielétricas do dente, ao longo da gama de frequências considerada. O exemplo das interseções obtidas, com diferentes meios de acoplamento, pode ser consultado na Figura 6.13. Para cada intervalo de frequências, delimitado por pontos de interseção (cruzes pretas), é possível observar a representação da permitividade relativa de dois meios de acoplamento aplicados (traço descontínuo) e da permitividade relativa mediana (traço contínuo) resultante da aplicação desses meios sobre o ponto de medição. Por exemplo, para a gama de frequências entre 5 GHz e 7 GHz, é possível observar que a permitividade relativa resultante da aplicação do meio G[75] (traço vermelho contínuo) é superior à permitividade relativa do próprio meio (traço vermelho descontínuo), sugerindo que, nesse intervalo, a amostra apresenta propriedades dielétricas superiores às adquiridas. Por outro lado, quando é aplicado o meio G[70] (traço rosa descontínuo), a permitividade relativa resultante (traço rosa contínuo) é inferior à permitividade relativa do próprio meio, sugerindo que, nesse intervalo, a coroa apresenta propriedades dielétricas inferiores às observadas com

a aplicação de G[70]. A identificação de pontos de interseção de cada uma das curvas resultantes da aplicação do meio à curva do respetivo meio de acoplamento aplicado, permite obter uma estimativa mais fidedigna da permissividade relativa da amostra, dentro da gama de permissividades delimitadas.

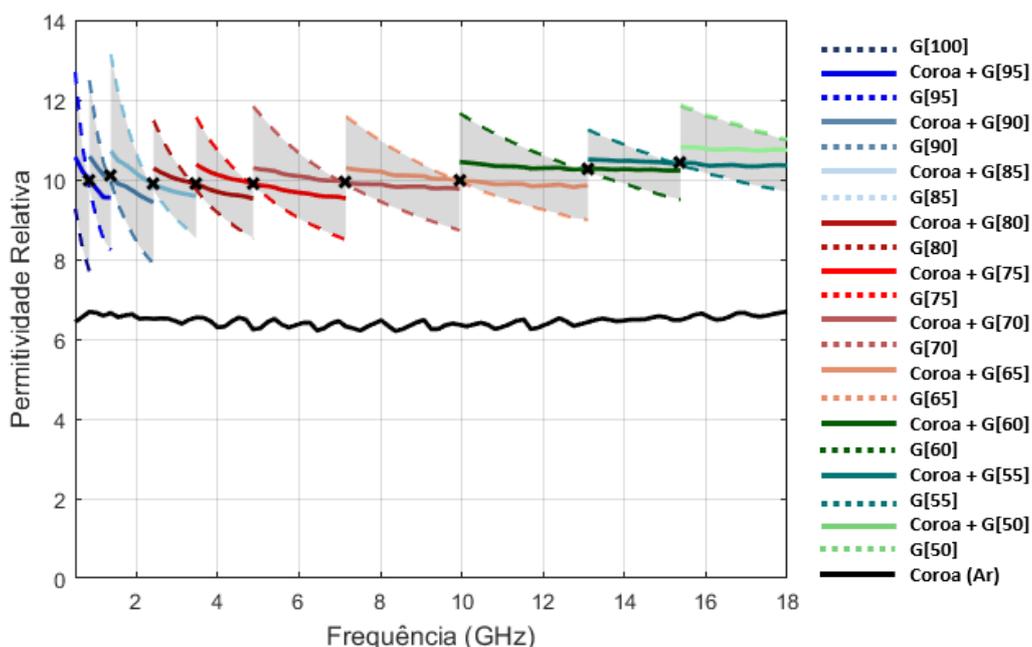


Figura 6.13 - Estimativa da permissividade relativa da coroa de um pré-molar com aplicação de meios de acoplamento. Para cada intervalo de frequências, delimitado por pontos de interseção (cruz preta), é possível observar a representação da permissividade relativa de dois meios de acoplamento aplicados (traço descontínuo) e da permissividade relativa resultante da aplicação desses meios sobre o ponto de medição (traço contínuo). A permissividade relativa máxima estimada para o local de medição, sem a aplicação de meios de acoplamento, encontra-se representada pela linha preta contínua, como referência. A percentagem volúmica de glicerina, no meio de acoplamento usado, é indicada por X, na expressão G[X].

### 6.2.5. Identificação de possíveis fatores de erro

Como descrito no protocolo da secção 6.2.4, para a estimativa de propriedades dielétricas com a aplicação de meios de acoplamento, foi colocada apenas uma gota do meio de acoplamento sobre o dente. A aplicação de volumes pequenos da mistura pode levar à introdução de alguns fatores de erro na medição. Por exemplo, volumes mais pequenos do meio podem ser mais suscetíveis a alterações, como as alterações térmicas, na sequência da sua exposição ao meio ambiente. Por outro lado, as propriedades registadas podem ser influenciadas pela quantidade do líquido aplicado sobre o dente, isto é, pelo tamanho da gota aplicada. Assim, o presente estudo teve por objetivo estimar a grandeza do erro induzido pela aplicação de, apenas, uma gota do meio sobre o dente, através da:

- Quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tamanho da gota aplicada sobre o dente;
- Quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tempo decorrido após a aplicação da gota sobre o dente.

Para ambos os estudos, as medições foram conduzidas sobre o terço medial da face medial/distal da raiz de um molar saudável. A largura e a espessura do dente, no local de medição, foram 8 mm e 6 mm, respetivamente. No total, foram realizadas oito combinações de diferentes meios de acoplamento com o dente, por forma a avaliar a variação de propriedades para meios com diferente teor de água destilada. Deste modo, foram aplicados os seguintes meios: G[100], G[90], G[80], G[70], G[60], G[50], TX100[100] e TX100[90]. Para cada conjunto "meio de acoplamento + dente" foram realizadas três repetições do processo de medição, descrito em cada uma das secções subsequentes.

#### **6.2.5.1. Materiais e métodos: quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tamanho da gota aplicada sobre o dente**

Para o estudo da dependência de propriedades dielétricas da quantidade de meio de acoplamento aplicado sobre a amostra, foi comparada a permitividade relativa registada com a aplicação de dois tamanhos de gota sobre o dente. As propriedades foram adquiridas com a aplicação da quantidade máxima de gota possível de ser colocada sobre a superfície do dente (gota maior, exemplo Figura 6.10) e, também, com aplicação de uma quantidade mínima de meio, a fim deste apenas ficar retido entre a superfície da sonda e do dente (gota menor). Para assegurar que as medições ocorriam sempre no mesmo lugar e que, deste modo, os dois registos eram comparáveis, a aquisição foi iniciada com a aplicação de uma quantidade menor de meio de acoplamento, seguida do registo da permitividade relativa. Procedia-se, depois, à adição de meio, sem o desencostar da sonda, por forma a considerar uma gota maior de meio de acoplamento e repetia-se a medição. Aquando da adição do meio, teve-se o cuidado de não tocar na sonda, de modo a não alterar a sua posição. Todo o processo de medição decorreu, em média, no intervalo de um minuto.

As medições foram conduzidas à temperatura ambiente,  $[19,4 \pm 0,2]$  °C. Relativamente às medições de validação, estas foram efetuadas antes e após a conclusão de cada combinação "meio de acoplamento + dente". A temperatura da solução de validação,  $[18,8 \pm 0,1]$  °C, foi registada previamente à sua medição, para posterior comparação com o modelo correspondente. A calibração do sistema foi efetuada previamente ao início das aquisições e após a medição de quatro das oito combinações de "meio de acoplamento + dente". No total, foram efetuadas duas calibrações e dez medições de validação.

Como estimativa da magnitude do erro induzido pelo tamanho da gota aplicada sobre o dente, foi determinada a variação percentual da permitividade relativa de acordo com a Equação 5.1. Nesta expressão,  $X_{A(f)}$  foi substituído pela permitividade relativa medida com aplicação de uma gota maior de meio, para uma dada frequência  $f$ , e  $X_{B(f)}$  pela permitividade relativa registada com aplicação de uma gota menor. Após o cálculo da variação percentual para cada uma das frequências, o valor médio da permitividade relativa foi determinado, obtendo-se, assim, a variação percentual média,  $\Delta\epsilon'$ .

#### 6.2.5.2. Materiais e métodos: quantificação da variação da permitividade relativa medida com o tempo decorrido após a aplicação da gota sobre o dente

Para estimar a magnitude do erro induzido pela variação de propriedades dielétricas da gota de meio de acoplamento aplicado, na sequência da sua exposição ao meio ambiente, foi avaliada a variação da permitividade relativa com o tempo. Para tal, inicialmente, foi aplicada uma quantidade abundante de meio de acoplamento sobre o dente (exemplo Figura 6.10). De seguida, foram efetuadas três medições de permitividade relativa: a primeira, logo após a aplicação do meio, para  $t = t_0$  (medição de referência); a segunda, vinte segundos após a conclusão da primeira medição ( $t = t_{20}$ ); e a terceira, um minuto e vinte segundos após a primeira medição ( $t = t_{80}$ ). O intervalo de vinte segundos foi escolhido por corresponder ao intervalo mínimo necessário entre a aplicação da gota do meio de acoplamento sobre o dente e o início da medição.

As soluções foram armazenadas à temperatura ambiente,  $[19,3 \pm 0,5]$  °C, sendo a variação média observada entre a temperatura do meio de acoplamento e a temperatura ambiente, no momento de medição, de  $[0,3 \pm 0,1]$  °C. As medições de validação foram efetuadas antes e após a conclusão de cada combinação "meio de acoplamento + dente". A temperatura da solução de validação,  $[18,6 \pm 0,2]$  °C, foi registada previamente à sua medição para posterior comparação com o modelo correspondente. A calibração do sistema foi efetuada previamente ao início das aquisições e após a medição de quatro das oito combinações de "meio de acoplamento + dente". No total, foram efetuadas duas calibrações e dez medições de validação.

Como estimativa da magnitude do erro induzido pelo tempo decorrido após a aplicação da gota, foi determinada a variação percentual da permitividade relativa de acordo com a Equação 5.1. Nesta expressão,  $X_{A(f)}$  foi substituído pela permitividade relativa medida logo após a aplicação do meio, para  $t = t_0$ . Já  $X_{B(f)}$  foi substituído pela permitividade relativa registada  $t_i$  segundos após a primeira medição, com  $i = \{20, 80\}$ . Após o cálculo da variação percentual para cada uma das frequências, o seu valor médio, ao longo da frequência, foi determinado, obtendo-se, assim, a variação percentual média,  $\Delta\epsilon'_{t_i}(\%)$ .

### 6.2.5.3. Resultados e discussão

A variação percentual média da permissividade relativa registada na sequência da variação da quantidade do meio de acoplamento aplicado (Estudo A) e do tempo decorrido, em segundos,  $t_i$ , entre a aplicação do meio e a medição (Estudo B), pode ser consultada na Tabela 6.1. O [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, observado na permissividade relativa, ao longo das medições, foi de  $[1,2 \pm 0,4] \%$  e de  $[1,1 \pm 0,4] \%$ , respetivamente.

Tabela 6.1 - Variação percentual média observada na permissividade relativa:  $\Delta\epsilon'$  (%), com a variação da quantidade do meio de acoplamento aplicado sobre o dente - Estudo A;  $\Delta\epsilon'_{t_i}$  (%), com o tempo decorrido,  $t_i$ , em segundos, entre a aplicação do meio sobre o dente e a medição da permissividade relativa - Estudo B.

Meio de Acoplamento	Estudo A	Estudo B	
	$\Delta\epsilon'$ (%)	$\Delta\epsilon'_{t_{20}}$ (%)	$\Delta\epsilon'_{t_{90}}$ (%)
G[100]	1,5	0,4	1,2
G[90]	1,4	0,2	0,6
G[80]	1,1	0,1	0,3
G[70]	1,3	0,1	0,2
G[60]	1,0	0,1	0,2
G[50]	0,8	0,1	0,2
TX100[100]	1,0	0,2	0,5
TX100[90]	0,8	0,2	0,5

A variação induzida, quer pela quantidade do meio aplicado, quer pelo tempo decorrido entre a aplicação do meio sobre a amostra e a medição da permissividade relativa, é inferior a 5%, o erro máximo admissível durante a medição de propriedades dielétricas [46]. De notar que, os valores apresentados são apenas uma estimativa da magnitude do erro induzido, uma vez que o valor exato do erro induzido no registo da permissividade relativa, em cada medição, irá depender do tamanho da gota aplicada, do tempo decorrido entre a sua aplicação e a medição da permissividade relativa e, também, da diferença observada entre a temperatura do meio de acoplamento e a temperatura ambiente, no instante de medição. Contudo, a diferença entre a quantidade mínima de meio aplicado e a quantidade máxima possível de ser aplicada sobre o dente, aquando da medição, sugere que a variação produzida é equiparável ao erro introduzido pelo sistema de medição. Assim, a variação no tamanho da gota colocada sobre o dente não iria distorcer, significativamente, o resultado. O mesmo pode ser observado para a variação da permissividade relativa registada com o tempo, fruto da possível alteração de propriedades na sequência da exposição da gota de meio ao meio ambiente. De salientar, contudo, que esta variação é mais acentuada para misturas com maior teor de glicerina e baixas frequências (Figura 6.14).

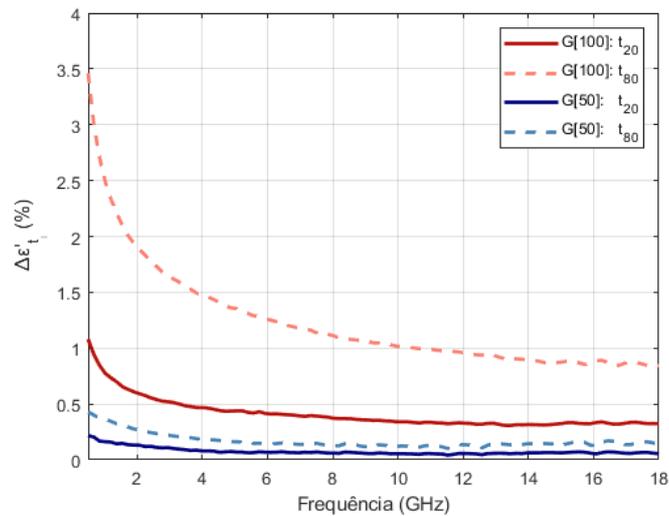


Figura 6.14 - Ilustração da variação percentual observada na permissividade relativa registada com a aplicação de meios G[100] e G[50], para os dois instantes de medição,  $t_{20}$  e  $t_{80}$ .

Com o intuito de minimizar as variações observadas, no protocolo experimental desenvolvido para a caracterização dielétricas dos dentes com a aplicação de meios de acoplamento, tentou reduzir-se o tempo decorrido entre a aplicação da gota do meio sobre o dente e o início da medição, sendo o procedimento efetuado num intervalo de vinte a trinta segundos. Assim sendo, espera-se que a medição da permissividade relativa, nestas condições, não afete, significativamente, o resultado obtido.

### 6.2.6. Avaliação numérica do desempenho de meios de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas

De acordo com a hipótese apresentada na secção 6.2.1, caso as propriedades dielétricas resultantes da aplicação do meio de acoplamento sobre o objeto em estudo intersetem com as curvas que descrevem as propriedades do meio aplicado, espera-se que as propriedades do meio e do objeto em estudo se aproximem, para a frequência a que a interseção ocorre,  $f=f_i$ . Deste modo, a permissividade e a condutividade observadas, no ponto de interseção de duas curvas (curva do meio e curva resultante da aplicação do meio), poderiam fornecer uma estimativa mais fidedigna das propriedades do objeto de interesse, em comparação às propriedades registadas na ausência do meio de acoplamento. Assim, é esperado que o erro associado à medição quando o espaço existente entre a sonda e o objeto de interesse é ocupado pelo ar, seja superior ao erro introduzido pela presença de meio de acoplamento. A fim de verificar esta hipótese, procedeu-se a simulação numérica da interação de uma sonda idêntica à *Slim form probe* (Keysight) com objetos heterogêneos, formados por duas camadas: uma camada de meio ou de ar sobre uma camada de objeto de interesse.

### 6.2.6.1. Materiais e métodos

A simulação foi conduzida no CST Studio Suite 2020, um software de simulação de campos eletromagnéticos, com recurso ao Transient Solver. Os parâmetros definidos no ambiente de simulação encontram-se sumarizados no Anexo A.2. A sonda foi modelada de acordo com a geometria e materiais documentados em [47], que podem ser encontrados na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Propriedades da sonda simulada.

	Raio Interno (mm)	Raio Externo (mm)	Material
Condutor Interno	0	0,25	Níquel
Isolante	0,25	0,75	Teflon
Condutor Externo	0,75	1,10	Níquel

Os coeficientes de reflexão ( $S_{11}$ ) foram simulados para 101 pontos, linearmente espaçados, entre 500 MHz e 18 GHz. O método proposto por Bobowski *et al.* [91] (algoritmo disponível no grupo de investigação) foi empregue para a conversão dos coeficientes de reflexão simulados em permitividade complexa. Para tal, foi necessário proceder à simulação dos três materiais de calibração, isto é, da sonda rodeada pelo ar, pela água desionizada e pelo *short-block*. A geometria simulada encontra-se representada na Figura 6.15 (a). Os materiais de calibração foram representados por paralelepípedos de 15 mm de comprimento e uma base quadrada de 22 mm de lado. A sonda, por sua vez, foi inserida 5 mm no interior do material. Quanto à simulação da interação da sonda com objetos heterogéneos, estes foram modelados por duas camadas paralelepípedicas sobrepostas (Figura 6.15 (b)). A primeira camada tinha por objetivo recriar a presença do meio de acoplamento, de espessura variável, ou de ar, entre a superfície da sonda e o objeto de interesse. A segunda camada corresponde ao objeto de interesse, cujas propriedades pretendiam ser estimadas. No total, este sistema deu origem, também, a um paralelepípedo de 15 mm de comprimento e uma base quadrada de 22 mm de lado. À semelhança das geometrias de calibração, a sonda foi inserida 5 mm no interior do objeto, neste caso no interior da primeira camada. A posição da interface entre as duas camadas, relativamente à superfície da sonda, foi deslocada desde 0,05 mm até 0,35 mm, em incrementos de 0,05 mm. Adicionalmente, foi, também, simulada uma distância de 0,5 mm entre a sonda e a interface das duas camadas. Esta variação de distâncias permitiu simular aquisições com diferentes espessuras de meio de acoplamento retido entre a sonda e a superfície do objeto de interesse e, assim, simular diferentes qualidades de contacto produzido com a sonda. Por exemplo, a situação  $\Delta x = 0,05$  mm, representa o cenário de melhor contacto modelado entre a sonda e o objeto de interesse, pois a distância da superfície da sonda à superfície do objeto de interesse é mínima, de entre as distâncias simuladas.

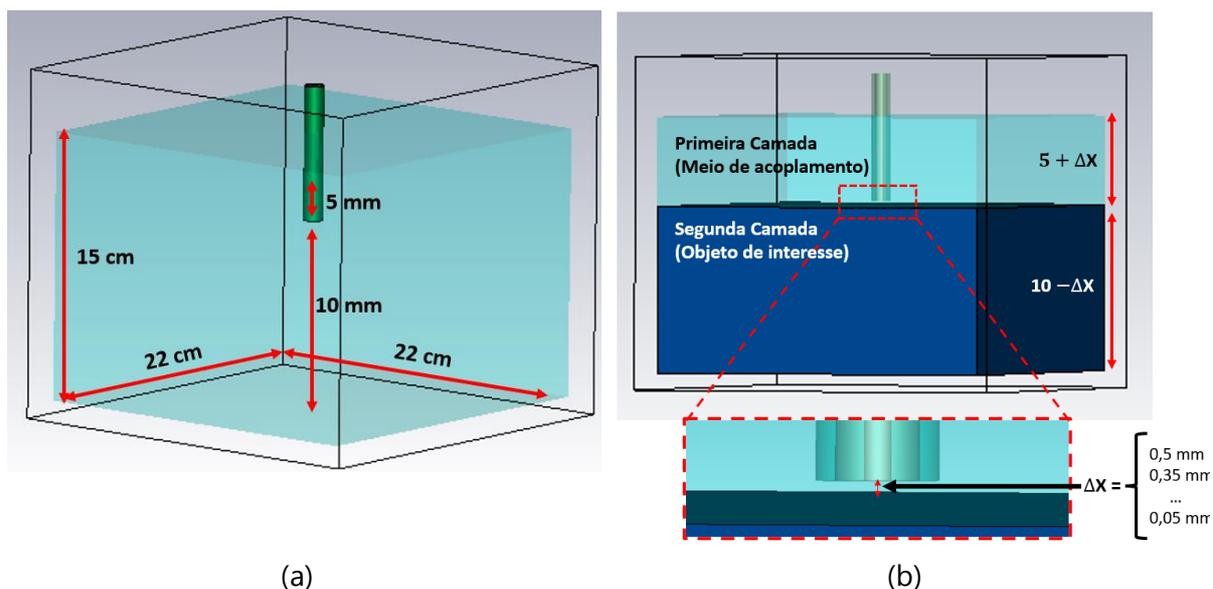


Figura 6.15 - Modelos desenhados para a avaliação do desempenho de meios de acoplamento na reconstrução de propriedades dielétricas de objetos subjacentes: (a) geometria utilizada para a simulação dos três materiais de calibração e avaliação da qualidade de reconstrução de materiais empregues na construção de objetos heterogéneos; (b) geometria utilizada para a simulação da interação da sonda com objetos heterogéneos. A espessura da primeira camada compreende os 5 mm de inserção da sonda e  $\Delta x$  mm da espessura do meio retido entre a sonda e o objeto de interesse, com  $\Delta x$  a variar entre os 0,05 mm e os 0,35 mm, em incrementos de 0,05 mm, e, também, com  $\Delta x = 0,5$  mm. No volume total, a primeira e a segunda camadas apresentam 15 mm de comprimento e uma base quadrada de 22 mm de lado, tal como a geometria em (a).

Uma vez construído o modelo geométrico, foram atribuídas propriedades dielétricas do meio de acoplamento à primeira camada. De entre os vários meios de acoplamento disponíveis para a simulação foram utilizadas, a título de exemplo, as propriedades dielétricas da mistura G[60]. À segunda camada foram atribuídas propriedades dielétricas do pulmão insuflado (PI), disponíveis em [80]. As propriedades do pulmão insuflado foram selecionadas por produzirem interseção com as propriedades do meio G[60]. Ainda, para comparar o erro cometido na estimativa de propriedades dielétricas, quando o espaço existente entre a sonda e o objeto de interesse é ocupado pelo ar, em vez do meio de acoplamento, procedeu-se à simulação das propriedades dielétricas adquiridas com a presença de ar sobre o objeto de interesse. Para isso, foram atribuídas propriedades dielétricas de ar à primeira camada do objeto heterogéneo para a situação de melhor contacto modelado ( $\Delta x = 0,05$  mm). As propriedades dielétricas atribuídas aos materiais, durante a simulação, podem ser consultadas na Figura 6.16. A descrição sumariada de todas as combinações simuladas pode ser consultada na Tabela 6.3.

Para quantificar o impacto do erro de simulação na reconstrução das propriedades dielétricas, os objetos G[60] e PI foram simulados individualmente (geometria Figura 6.16 (a)). A qualidade da reconstrução foi determinada a partir do cálculo do erro percentual, para cada ponto simulado, de acordo com a Equação 5.1. Nesta,  $X_{A(f)}$  foi substituído pela permitividade relativa ( $\epsilon'$ ) ou a condutividade ( $\sigma$ ), atribuídas aos objetos no ambiente de simulação do CST,

enquanto  $X_{B(f)}$  foi substituído pelas propriedades dielétricas reconstruídas a partir da simulação.

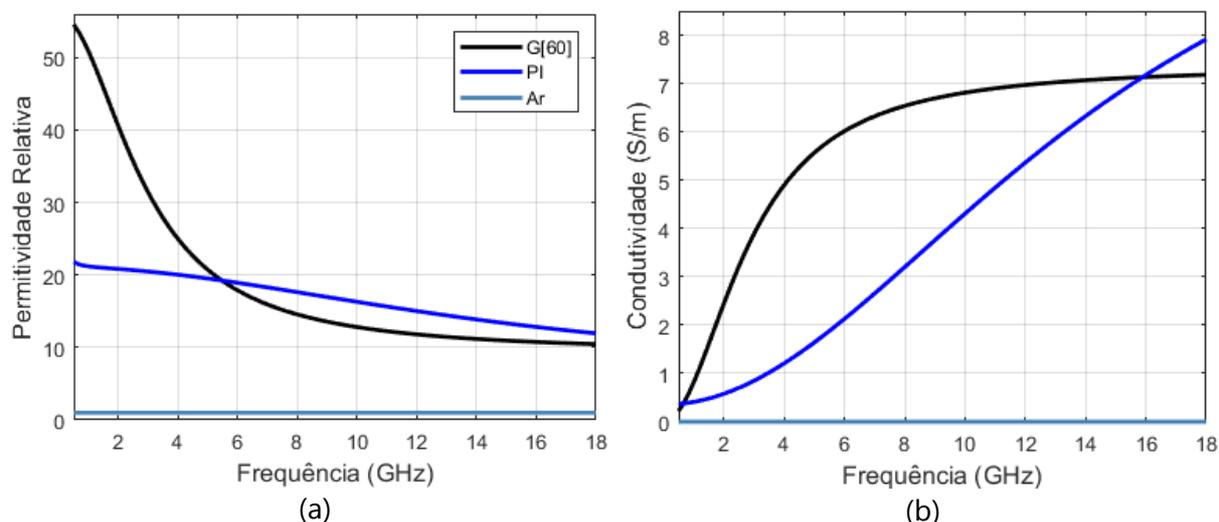


Figura 6.16 - Propriedades dielétricas de materiais simulados: (a) permissividade relativa; (b) condutividade (S/m). As propriedades dielétricas do pulmão insuflado (PI) foram extraídas a partir de [80], enquanto G[60] corresponde às propriedades dielétricas do meio de acoplamento produzido a partir da combinação de 40% de água destilada e 60% de glicerina, em volume, e medidas a 18,4°C.

Para a estimativa de propriedades dielétricas do objeto de interesse a partir das aquisições com o meio de acoplamento aplicado, foram utilizadas as propriedades dielétricas observadas ao nível dos pontos de interseção entre cada uma das curvas reconstruídas com meio de acoplamento simulado sobre o objeto de interesse (propriedades reconstruídas sobre os objetos heterogêneos) e a curva do meio simulado. O ponto de interseção é determinado de acordo com a definição apresentada na secção 6.2.4.

Tabela 6.3 - Resumo das geometrias simuladas no estudo.

Combinações	Primeira Camada	Segunda Camada
0,05 mm de G[60] + PI	0,05 mm de G[60]	9,95 mm de PI
0,10 mm de G[60] + PI	0,10 mm de G[60]	9,90 mm de PI
0,15 mm de G[60] + PI	0,15 mm de G[60]	9,85 mm de PI
0,20 mm de G[60] + PI	0,20 mm de G[60]	9,80 mm de PI
0,25 mm de G[60] + PI	0,25 mm de G[60]	9,75 mm de PI
0,30 mm de G[60] + PI	0,30 mm de G[60]	9,70 mm de PI
0,35 mm de G[60] + PI	0,35 mm de G[60]	9,65 mm de PI
0,50 mm de G[60] + PI	0,50 mm de G[60]	9,50 mm de PI
0,05 mm de Ar + PI	0,05 mm de ar	9,95 mm de PI
G[60]	10 mm de G[60]	-
PI	10 mm de PI	-

### 6.2.6.2. Resultados e discussão

A permissividade relativa e a condutividade reconstruídas, para diferentes espessuras de meio de acoplamento (G[60]) simulado sobre o objeto de interesse (PI), podem ser consultadas na Figura 6.17, em conjunto com as interseções produzidas entre cada uma das curvas resultantes da aplicação do meio G[60] sobre o PI e a curva do próprio meio G[60]. As propriedades estimadas na presença do ar, para a situação de melhor contacto modelado ( $\Delta x=0,05\text{mm}$ ), são apresentadas como referência.

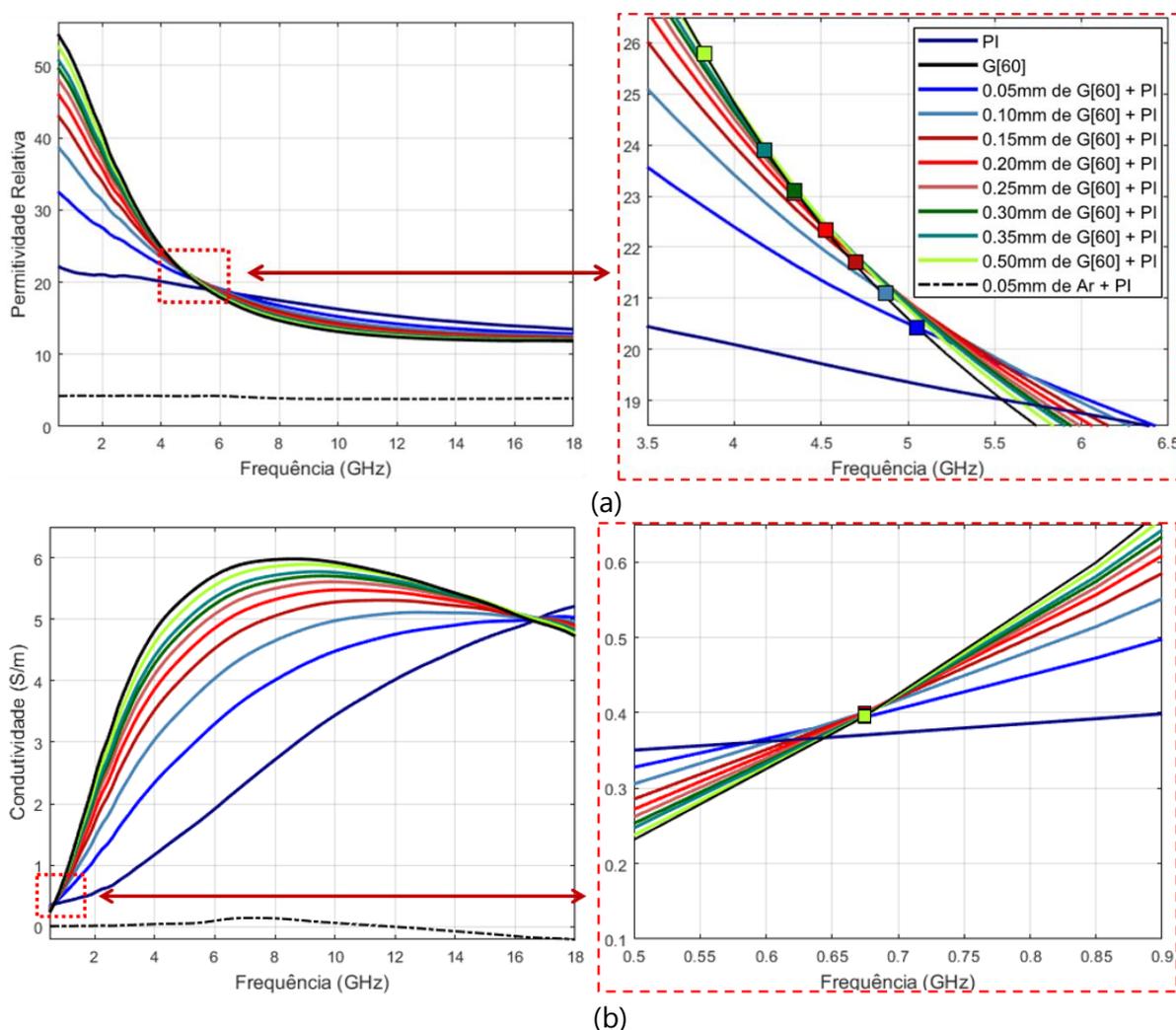


Figura 6.17 - Propriedades dielétricas reconstruídas para as diferentes espessuras de meio G[60] simuladas entre a superfície da sonda e o objeto de interesse, pulmão insuflado (PI): (a) permissividade relativa; (b) condutividade (S/m). A traço contínuo, preto e azul-escuro, encontram-se representadas as propriedades dielétricas reconstruídas de G[60] e PI, respetivamente. As restantes curvas contínuas correspondem às propriedades registadas sobre os objetos heterogêneos, isto é, situações em que foi simulado meio de acoplamento sobre objeto de interesse. A espessura do meio, para cada curva, é indicada por  $\Delta x$  mm na expressão:  $\Delta x$  mm + G[60]+PI. Na zona amplificada, é possível observar a interseção produzida (assinalado por quadrados) por cada uma das curvas reconstruídas sobre os objetos heterogêneo com a curva do meio aplicado. Note-se que alguns destes pontos se sobrepõem. As propriedades simuladas para a situação de melhor contacto modelado ( $\Delta x=0,05\text{mm}$ ) na ausência do meio, isto é, quando o espaço é ocupado pelo ar, são apresentadas como referência (traço preto descontínuo).

O [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, associado à reconstrução da permissividade relativa de G[60] e PI, foi de  $[1,2 \pm 1,4] \%$  e  $[0,8 \pm 0,4] \%$ , respetivamente, para frequências inferiores a 12,05 GHz. No que concerne à reconstrução da condutividade de G[60] e PI, o [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, foi de  $[1,5 \pm 1,1] \%$  e  $[2,3 \pm 1,4] \%$ , respetivamente, para frequências inferiores à 2,43 GHz. Para frequências superiores às indicadas, o critério de 5% não foi verificado para um dos materiais presentes nas combinações G[60] + PI. As curvas de condutividade do meio G[60] e do objeto PI, aproximam-se para frequências  $f=0,68$  GHz e  $f=16,6$  GHz, sendo que este último ponto ocorre numa zona com erro de reconstrução superior a 5%, pelo que não foi considerado na análise do erro introduzido pela presença do meio de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas de PI.

Quanto ao aspeto das curvas reconstruídas, de um modo geral, os resultados obtidos apresentam o comportamento esperado, isto é, foi possível visualizar uma aproximação às propriedades do objeto de interesse, quer da permissividade relativa, quer da condutividade reconstruídas na presença de meios de espessura variável, para as frequências onde as propriedades do meio de acoplamento e do objeto se aproximam. Por exemplo, as curvas de permissividade relativa de PI e de G[60] aproximam-se para  $f = 5,58$  GHz, correspondendo, nesse ponto, a 18,98 e 19,00, respetivamente. Para esse ponto em frequência, a permissividade relativa reconstruída sobre os objetos heterogéneos, com diferentes espessuras de meio simulado, variou entre 19,15 e 19,71. Contudo, apesar desta aproximação, verificou-se que as propriedades observadas ao nível dos pontos de interseção da curva do meio G[60] com cada uma das curvas reconstruídas com aplicação do meio sobre o objeto de interesse (propriedades reconstruídas sobre os objetos heterogéneos), variam com a quantidade do meio simulado, afastando-se tanto mais das propriedades do objeto de interesse quanto maior for a espessura do meio. Uma vez que as propriedades registadas nos pontos de interseção serão utilizadas como estimativa de propriedades de objetos de interesse, quando as propriedades deste são desconhecidas, este resultado sugere, assim, que as propriedades dielétricas determinadas, a partir da aplicação de meios de acoplamento, terão um erro associado.

Na Tabela 6.4 podem ser consultadas a permissividade relativa e a condutividade estimadas para PI a partir das propriedades registadas ao nível dos pontos de interseção, para diferentes espessuras de meio G[60] presente entre a sonda e objeto de interesse. Adicionalmente, é apresentado o erro associado à utilização destas propriedades como estimativa da permissividade relativa e condutividade do objeto PI. De salientar que, são também indicadas, como referência, as propriedades reconstruídas na ausência da aplicação de meio de acoplamento, isto é, quando o espaço existente entre a sonda e o objeto de interesse é ocupado pelo ar.

Tabela 6.4 - Permittividade relativa e condutividade estimadas, e o respetivo erro cometido, com a aplicação de diferentes espessuras de meio de acoplamento G[60] sobre objeto de interesse (PI) e na presença de ar. A coluna de permittividade relativa ( $\epsilon'$ ) ou condutividade ( $\sigma$ ) "Estimada" corresponde à permittividade relativa e à condutividade observadas para a frequência a que ocorre interseção ( $f=f_i$ ) da curva de G[60] com as curvas resultantes da aplicação do meio G[60] sobre objeto de interesse (PI), isto é, curvas reconstruídas sobre os objetos heterogéneos. Já a entrada "Esperada" corresponde ao valor da permittividade relativa ou condutividade do objeto PI, reconstruídas para as frequências de interseção em questão. Uma vez que não se observam interseções entre as propriedades estimadas na presença do ar e as propriedades de PI, a entrada 0,05 mm de Ar + PI foi determinada para a frequência de interseção da entrada 0,05 mm de G[60]+ PI com a curva G[60], para efeitos de comparação.

Combinações	$\epsilon'(f=f_i)$			$\sigma(f=f_i)$		
	Esperada	Estimada	Erro (%)	Esperada (S/m)	Estimada (s/m)	Erro (%)
0,05mm de G[60]+ PI	19,32	20,43	5,75	0,37	0,39	5,41
0,10mm de G[60]+ PI	19,45	21,10	8,48	0,37	0,40	8,11
0,15mm de G[60]+ PI	19,57	21,71	10,94	0,37	0,40	8,11
0,20mm de G[60]+ PI	19,70	22,35	13,45	0,37	0,40	8,11
0,25mm de G[60]+ PI	19,83	23,06	16,29	0,37	0,40	8,11
0,30mm de G[60]+ PI	19,83	23,12	16,59	0,37	0,40	8,11
0,35mm de G[60]+ PI	19,97	23,91	19,73	0,37	0,40	8,11
0,5mm de G[60]+ PI	20,22	25,79	27,55	0,37	0,40	8,11
0,05mm de Ar + PI	19,32	4,24	77,68	0,37	0,01	97,30

Os erros reportados evidenciam a vantagem da utilização da permittividade relativa e condutividade observadas ao nível de frequências de interseção como estimativa das propriedades do objeto de interesse. De facto, o erro cometido na situação de pior contacto simulado entre a sonda e objeto de interesse ( $\Delta x = 0,5$  mm) com a aplicação do meio de acoplamento é inferior ao erro cometido na presença de ar para a situação de melhor contacto testado ( $\Delta x = 0,05$  mm). Quanto à evolução do erro cometido com a espessura do meio aplicado, observa-se a sua redução com a diminuição da quantidade do meio. Esta observação justifica a continuação da procura de situações de melhor contacto entre a sonda e o objeto em estudo. Por exemplo, na combinação simulada seria cometido um erro de, aproximadamente, 28% na determinação de permittividade relativa de PI com 0,5 mm de G[60], entre a sonda e objeto de interesse (PI), sendo este erro reduzido para, aproximadamente, 6%, quando a espessura do meio reduz para 0,05 mm. Já para a mesma condição de contacto ( $\Delta x = 0,05$  mm), mas na presença de ar, seria cometido um erro de cerca de 78%.

Em suma, estes resultados demonstram a vantagem da aplicação de meios de acoplamento entre a sonda e o objeto de interesse, em situações onde o bom contacto entre as superfícies não pode ser assegurado. O erro introduzido pela inserção do meio é inferior ao erro obtido na sua ausência, isto é, quando o espaço existente entre a sonda e o objeto é ocupado pelo ar, podendo, ainda, ser minimizado pela identificação de regiões que, à partida, oferecem melhor contacto. Deste modo, este método pode ser empregue na tentativa de obter uma estimativa mais fidedigna de propriedades dielétricas dos dentes.

## 6.2.7. Avaliação experimental do desempenho de meios de acoplamento na estimativa de propriedades dielétricas

O resultado da simulação numérica sugeriu que a quantidade de meio de acoplamento retido entre a sonda e o dente pode influenciar a estimativa de propriedades dielétricas. Contudo, o erro cometido com a aplicação do meio é inferior ao erro observado na presença do ar. Assim, o estudo reportado nesta secção teve por finalidade confirmar, experimentalmente, a influência da quantidade de meio de acoplamento retido entre a sonda e a superfície do dente nas propriedades estimadas. Adicionalmente, foi verificado se, para o ponto de interseção da curva do meio de acoplamento aplicado com as curvas de permitividade relativa resultante da aplicação do meio sobre o dente, é possível observar uma redução na variabilidade das propriedades dielétricas registadas entre as diferentes aquisições. Conforme a hipótese apresentada na secção 6.2.1, espera-se que ao nível dos pontos de interseção ocorra uma aproximação das propriedades dielétricas do meio de acoplamento e do objeto de interesse. Deste modo, será expectável que ao nível desses pontos haja uma redução na variabilidade das propriedades adquiridas sobre o dente, entre as diferentes aquisições com a aplicação de um meio de acoplamento.

### 6.2.7.1. Materiais e métodos

Para avaliar a influência do meio de acoplamento retido entre a sonda e o dente, as medições foram conduzidas sobre uma superfície relativamente lisa e plana (ponto R1, Figura 6.18) e uma superfície côncava (ponto R2, Figura 6.18), localizadas no terço cervical da face bucal da raiz de um molar. Estas superfícies foram selecionadas para a comparação de propriedades dielétricas, uma vez que a superfície plana maximiza o contacto entre a sonda e o dente e, por conseguinte, a quantidade do meio de acoplamento retido será menor quando comparada a uma superfície côncava, que leva a uma maior retenção do meio. Os locais selecionados encontravam-se na proximidade um do outro, de modo a minimizar variações na espessura e composição de cada uma das camadas do dente e, assim, evitar a possível variação das suas propriedades dielétricas. A largura e a espessura do molar, no local de medição, foram de 12 mm e 9 mm, respetivamente.

Para ambas as superfícies, as medições foram conduzidas de acordo com o procedimento descrito na secção 6.2.4. Para a estimativa da permitividade relativa do local R1, foram utilizados todos os meios de acoplamento, desde o G[100] até ao G[60]. De entre estes, foram selecionados os meios G[90], G[75] e G[65], para aplicar sobre o local R2. A escolha destes meios deveu-se ao facto da permitividade relativa medida sobre R1, com aplicação destes meios, produzir interseções com as propriedades das misturas aplicadas no início (G[90]), meio (G[75]) e final (G[65]) da gama de frequências adquiridas.

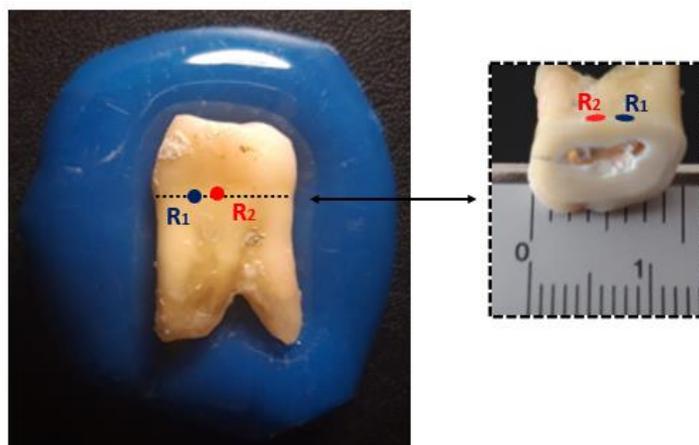


Figura 6.18 - Identificação de locais de medição sobre a raiz de um molar: R1, sobre região plana da raiz; R2 sobre região côncava da raiz. Desde o ponto de contacto da sonda com a superfície da raiz até à cavidade pulpar, a parede (cimento + dentina) apresentou uma espessura de, aproximadamente, 2 mm. Dada a resolução do equipamento de medição (0,5 mm, paquímetro analógico), não foi possível fazer a estimativa da espessura do cimento, no local de medição. A cavidade pulpar também apresentava uma espessura de, aproximadamente, 2 mm e encontrava-se, parcialmente, preenchida por tecido desvitalizado.

No total, foram efetuadas cento e sessenta e duas aquisições sobre o ponto R1. Destas, metade foram realizadas com a aplicação de meios de acoplamento e as restantes sem a aplicação de meios de acoplamento. Adicionalmente foram efetuadas vinte e sete aquisições de propriedades dielétricas dos meios de acoplamento aplicados, dezoito medições de validação e nove calibrações. Para o ponto R2, foram realizadas cinquenta e quatro aquisições. Destas, metade foram efetuadas com a aplicação de meios de acoplamento e as restantes sem a aplicação de meios de acoplamento. Foram, ainda, realizadas nove aquisições de propriedades dielétricas dos meios de acoplamento aplicados, seis medições de validação e três calibrações. As aquisições foram conduzidas à temperatura ambiente,  $[15,3 \pm 0,3]$  °C. As temperaturas do meio de acoplamento e da solução de validação foram  $[15,7 \pm 0,4]$  °C e  $[14,9 \pm 0,3]$  °C, respetivamente.

Para a quantificação da variação da permitividade relativa entre os dois locais de medição, R1 e R2, a permitividade relativa estimada sobre R2 foi comparada à interpolação linear da permitividade estimada sobre R1. Isto é, como a aplicação de meios iguais, para os dois locais de medição, conduziu à produção de estimativas para diferentes frequências, para efeitos de comparação, a permitividade obtida sobre R1 foi interpolada para as frequências de interseção de R2. Assim, a variação percentual média da permitividade relativa estimada sobre R2, face a R1, foi determinada a partir do cálculo da média das variações percentuais obtidas para cada uma das frequências de interseção de R2.

Para avaliar a variabilidade das propriedades dielétricas registadas com a aplicação de meio de acoplamento, entre as diferentes aquisições, foi determinada a variação percentual

média da permitividade relativa  $\Delta\varepsilon'_{(f)}$ . Esta foi estimada a partir do cálculo da média das diferenças observadas entre a permitividade relativa adquirida em cada uma das oito medições realizadas,  $\varepsilon'_{(f) i}$ , e medição mediana,  $\varepsilon'_{(f) M}$ , de acordo com a Equação 6.1:

$$\Delta\varepsilon'_{(f)} = 100 \times \frac{1}{8} \sum_{i=1}^8 \frac{|\varepsilon'_{(f) i} - \varepsilon'_{(f) M}|}{\varepsilon'_{(f) M}} \quad (\%) \quad (6.1)$$

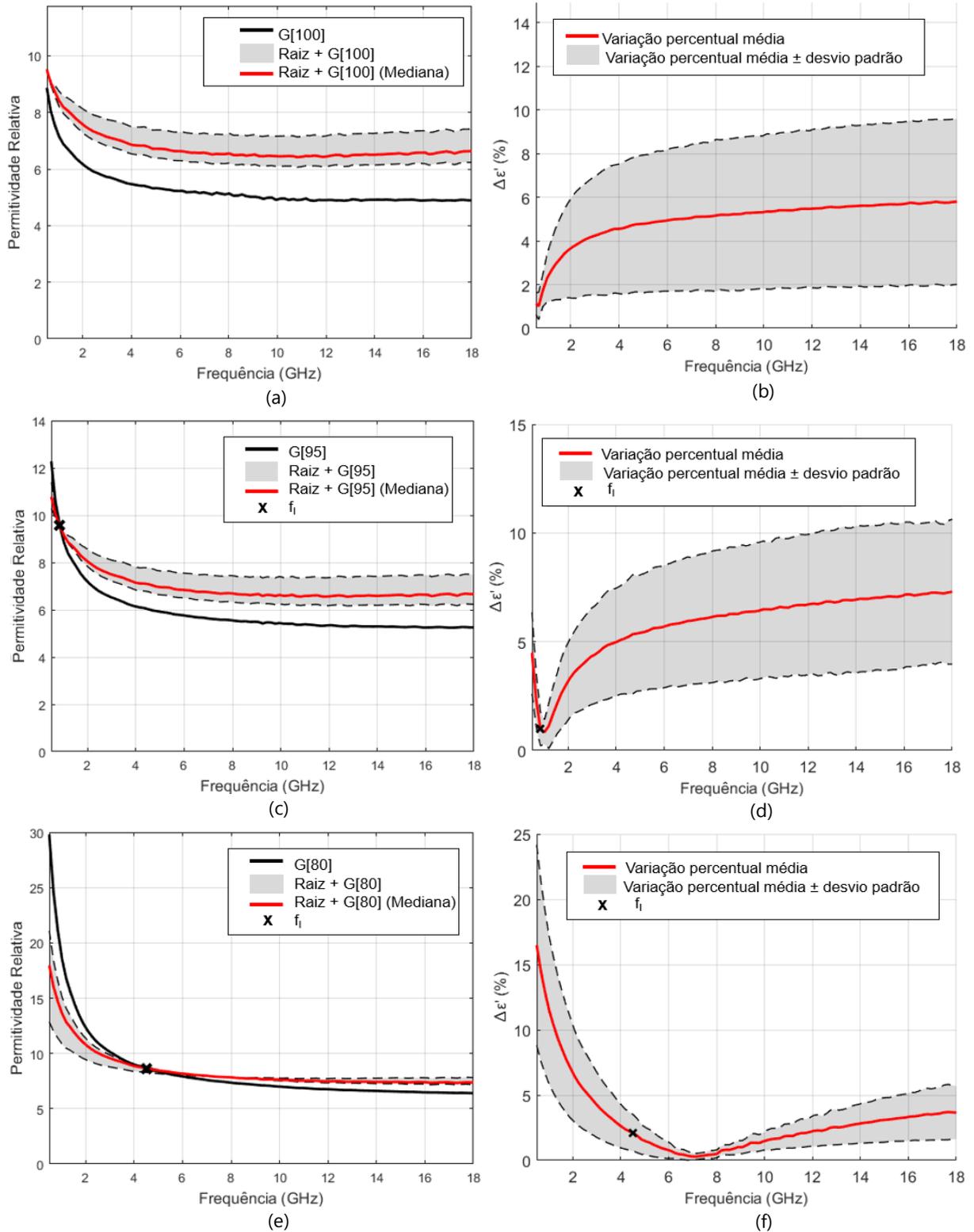
No total, as oito medições em conjunto com a medição mediana perfazem as nove medições realizadas por cada conjunto de "meio de acoplamento + dente". No caso de aquisições cuja permitividade relativa foi, sistematicamente, superior ou inferior à permitividade relativa do meio de acoplamento, isto é, quando não foram observados pontos de interseção, a aquisição mediana correspondeu à mediana das nove aquisições. Caso tenham sido observados pontos de interseção, a aquisição mediana correspondeu à aquisição cuja permitividade relativa foi utilizada como estimativa da permitividade relativa do dente, tal como descrito na secção 6.2.4.

### 6.2.7.2. Resultados e discussão

De acordo com a metodologia proposta, a utilização de propriedades observadas ao nível dos pontos de interseção entre a permitividade relativa medida com a aplicação do meio de acoplamento sobre o dente e a permitividade relativa do meio aplicado, como estimativa das propriedades dielétricas do dente, deveria reduzir o erro induzido pela aplicação de materiais entre a sonda e o dente. Assim sendo, a gama de frequências na proximidade do ponto de interseção deveria estar associada a uma redução na variabilidade da permitividade relativa registada entre as diferentes aquisições, pois estas correspondem a zonas do espectro onde, à partida, as propriedades do meio de acoplamento e do objeto de interesse se aproximam. Nas Figura 6.19 (a), (c), (e) e (g) é possível observar exemplos da gama de permitividade adquirida com aplicação de meios de acoplamento sobre o dente (sombreado). Já nas Figura 6.19 (b), (d), (f) e (h), encontra-se representada a variação percentual média da permitividade relativa medida com a aplicação do meio de acoplamento, obtida de acordo com a Equação 6.1. O [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, observado na permitividade relativa ao longo das medições foi de  $[0,8 \pm 0,2] \%$ .

De modo geral, a variação registada vem ao encontro do resultado esperado. Foi observada uma redução na variação percentual média da permitividade relativa,  $\Delta\varepsilon'(\%)$ , medida com a aplicação do meio, para a gama de frequência onde a permitividade relativa do meio se aproxima das propriedades dielétricas estimadas para o dente. Salienta-se o exemplo das curvas adquiridas com o meio G[100] (Figura 6.19 (a) e (b)), cuja permitividade relativa se aproxima da permitividade relativa estimada para a raiz do molar (Figura 6.20, assinalados com cruces pretas) para baixas frequências. Estas frequências são caracterizadas por uma redução na variação da permitividade relativa registada com o meio G[100], observando-se um aumento desta

variação para frequências mais altas, onde as propriedades do meio se afastam das propriedades estimadas para o dente.



(Continua)

(Continuação)

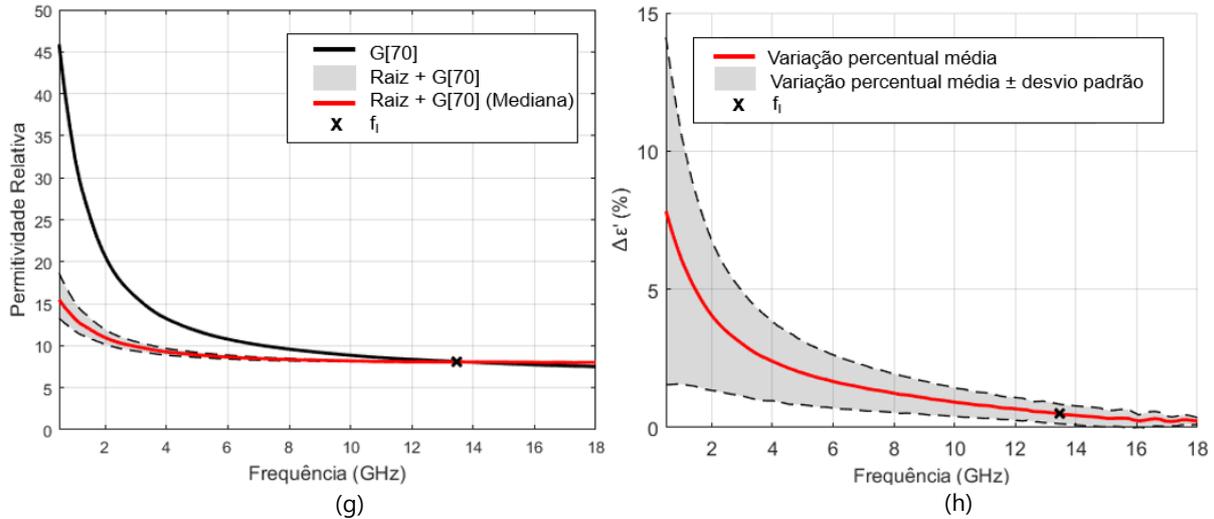


Figura 6.19 - Representação da gama de permitividade relativa adquirida com aplicação de meios de acoplamento G[100] (a), G[95] (c), G[80] (e) e G[70] (g) sobre a raiz de um molar e da variação percentual média da permitividade relativa medida, gráficos (b), (d), (f) e (h), respetivamente. Nos gráficos (a), (c), (e) e (g), a aquisição mediana é representada pela curva vermelha sobre a gama de permitividade relativa adquirida (sombreado). As propriedades do meio (curva preta) são representadas como referência. A variação percentual média da permitividade relativa registada (curva vermelha dos gráficos (b), (d), (f) e (h)) é traduzida pela média das diferenças observadas entre a permitividade relativa adquirida, em cada uma das medições, relativamente à permitividade relativa mediana. A sombreado encontra-se representado o desvio padrão desta variação. O ponto de interseção,  $f_i$ , da aquisição mediana com a permitividade do meio, quando ocorre, é representado por uma cruz preta.

Para meios de acoplamento cuja aplicação produz uma interseção entre a permitividade relativa medida com aplicação do meio sobre o dente e a permitividade relativa do meio aplicado, também foi observada uma redução da variação percentual média da permitividade relativa para as frequências que se aproximam da frequência de interseção,  $f_i$ . Contudo, este ponto de interseção nem sempre correspondeu ao mínimo de variabilidade. De notar o exemplo da Figura 6.19 (d), onde o mínimo da variação percentual coincide com o ponto de interseção, e o exemplo da Figura 6.19 (f), onde os dois não são coincidentes. Por outro lado, o mínimo deixa de ser observado para os meios que produzem interseções para frequências mais altas (exemplo da Figura 6.19 (h)), frequências para as quais a permitividade relativa do próprio meio se aproxima da permitividade relativa estimada para a raiz do molar (Figura 6.20, assinalados com cruces pretas). De salientar que, o facto da minimização da variação percentual média registada nem sempre ser observada ou não ocorrer para o ponto de interseção, pode dever-se à influência de fatores externos, como por exemplo: algum escorregamento do meio de acoplamento e alteração das suas propriedades, face à exposição ao meio ambiente (como discutido na secção 6.2.5); algum escorregamento da sonda sobre a superfície do dente que, por vezes, era observado durante o seu posicionamento e, sempre que detetado, implicava o reposicionamento da sonda sobre o local de medição; e a quantidade de meio de acoplamento retido entre a sonda e a superfície do dente. Os resultados obtidos com a simulação

numérica apontavam para a variação da permitividade relativa estimada com a espessura do meio aplicado entre a sonda e o material de interesse. Essa observação foi confirmada experimentalmente através da medição da permitividade relativa sobre superfícies que conduziram à retenção de volumes diferentes de meio, tal como se pode observar na Figura 6.20.

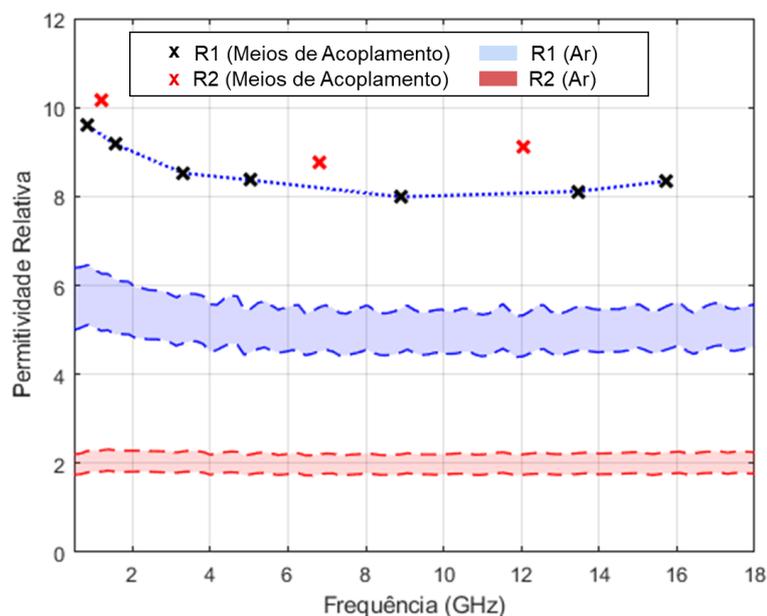


Figura 6.20 - Variação da permitividade relativa estimada com a morfologia da superfície de medição. As medições foram conduzidas sobre uma zona relativamente plana (R1) e sobre uma zona côncava (R2) da raiz de um molar. A gama de permitividade registada sem a aplicação de meios de acoplamento sobre o dente (regiões sombreadas) demonstra uma clara diferença na qualidade de contacto produzido em cada uma das superfícies. A permitividade relativa estimada, para cada um dos locais de medição, com a aplicação de meios de acoplamento é representada por cruces.

No gráfico da Figura 6.20, pode ser observada a permitividade relativa estimada sobre dois pontos adjacentes da raiz de um molar, adquirida sobre uma superfície o mais lisa e plana possível (R1), e sobre uma superfície côncava (R2). Como se pode observar pelas bandas de permitividade registadas sem a aplicação do meio de acoplamento, há uma clara separação entre a gama de permitividade relativa associada a cada uma das superfícies, sendo produzido um contacto, sistematicamente, pior sobre o ponto R2 (banda vermelha). Nesse ponto foi observada uma permitividade relativa na ordem de 2, o que evidenciou uma maior interferência do ar e, por conseguinte, uma maior retenção do meio de acoplamento, comparativamente ao local de medição R1, caracterizado por uma permitividade sistematicamente maior (banda azul). Os locais de medição escolhidos encontram-se na proximidade um do outro para minimizar as diferenças morfológicas da amostra. O corte transversal da amostra, no plano de medição, (Figura 6.18) não evidenciou alterações macroscópicas na composição do dente. Contudo, foi possível observar uma elevação média de 9,3% da permitividade relativa estimada com a aplicação de meios de acoplamento sobre o ponto R2, comparativamente ao ponto R1. Este resultado confirma, assim, que a quantidade do meio de acoplamento retido entre a sonda

e o dente constitui um fator de variabilidade, tal como sugerido pela simulação numérica. Neste sentido, e por forma a reduzir a variabilidade introduzida pelo volume do meio de acoplamento retido entre a sonda e o dente, foram selecionadas zonas o mais planas e lisas possível, aquando da caracterização das propriedades dielétricas dos dentes. A procura por zonas de melhor contacto irá permitir evitar a acumulação excessiva do meio, assegurando que este preenche, apenas, as rugosidades da superfície dentária, habitualmente ocupadas pelo ar. Note-se que, mesmo para a situação de acumulação excessiva do meio, a variação registada na permitividade relativa estimada sobre R2, face à permitividade relativa estimada sobre R1, foi inferior à variação observada na presença de ar. De facto, na presença de ar verificou-se uma variação média da permitividade máxima registada sobre R2, face à permitividade máxima registada sobre R1, de 60,1%, resultado que salienta a vantagem da utilização de meios de acoplamento.

Em suma, nesta secção, foi investigada a possibilidade de extrair as propriedades dielétricas dos dentes a partir de medições conduzidas com aplicação de meios de acoplamento entre a superfície da sonda e do dente. O erro induzido por fatores inerentes à variação das propriedades dielétricas do meio, na sequência da sua exposição ao meio ambiente, ou o volume do meio de acoplamento aplicado sobre o dente, mostrou-se inferior a 5%. Este aspeto, aliado ao facto de se ter observado que o método proposto permitiu minimizar o erro introduzido pelo mau contacto entre a sonda e o dente, quando o espaço é ocupado por finas camadas de meio de acoplamento comparativamente ao ar, sugere que os meios de acoplamento podem ser empregues na tentativa de obter uma estimativa mais fidedigna das propriedades dielétricas dos dentes.

### **6.3. Caracterização de propriedades dielétricas de dentes saudáveis**

Após a verificação de que as propriedades estimadas com a aplicação de meios de acoplamento permitem reduzir o erro induzido pelo mau contacto, entre a sonda e o objeto de estudo, esta abordagem foi aplicada para a caracterização dielétrica de amostras saudáveis, ao nível da coroa e da raiz dentária. A limitação deste método no estudo da condutividade dentária é, também, ilustrada na presente secção com os resultados obtidos. Adicionalmente, é apresentado um estudo exploratório da variação de propriedades dielétricas do dente, ao longo da raiz. Por fim, os resultados obtidos são comparados com as propriedades dielétricas dos dentes e do osso cortical, disponíveis na literatura.

### 6.3.1. Materiais e métodos

Idealmente, o estudo deveria incidir sobre todo o tipo de dentes, por forma a compreender se a estrutura do dente influencia as suas propriedades dielétricas, bem como incluir múltiplas amostras por cada tipo de dente considerado, a fim de avaliar a variabilidade que possa existir dentro de cada grupo de dentes. Contudo, visto que o procedimento desenvolvido é demorado, para o estudo de caracterização de propriedades dielétricas de dentes saudáveis foram selecionados, apenas, quatro amostras de dentes permanentes saudáveis: dois pré-molares (PM1 e PM2) e dois molares (M1 e M2). A amostra M1 correspondeu ao molar analisado na secção 6.2.7. De notar que, todos os dentes foram extraídos de indivíduos do sexo masculino. Os dois pré-molares foram extraídos do mesmo indivíduo, de 46 anos, enquanto os molares tiveram origem em indivíduos diferentes, de 55 anos (M1) e 30 anos (M2).

Para cada amostra, as medições foram conduzidas em dois locais propícios para a ocorrência da cárie: um sobre a coroa (C1), entre o terço médio e cervical da superfície lisa; e o outro sobre o terço cervical da raiz do dente (R1). Os locais selecionados encontravam-se sobre a face bucal dos molares e sobre a face medial/distal dos pré-molares, correspondendo a superfícies o mais planas e lisas possíveis, a fim de maximizar o contacto entre a sonda e o dente. No caso da raiz, a escolha do terço cervical para as aquisições deveu-se ao facto da cárie da raiz ocorrer, tipicamente, na zona cervical, devido à exposição do cimento, na sequência da recessão gengival [21], [26]. No caso da coroa, o desenvolvimento da cárie ocorre habitualmente sobre superfícies lisas, nomeadamente nos pontos de contacto entre os dentes adjacentes, e ao nível das fissuras da superfície oclusal [21]. Como a escolha do local de medição é limitada pela necessidade de maximizar o contacto entre a sonda e o dente, apenas foi possível caracterizar as superfícies lisas da coroa.

Para o estudo exploratório da variação de propriedades dielétricas ao longo da raiz, foi selecionado o local R2 sobre o terço médio da raiz do molar M2. Esse local teve a limitação de ocorrer sobre uma zona rugosa do dente. Contudo, foi selecionado por cumprir os requisitos mínimos de dimensão da amostra no local de medição. A posição da sonda, para cada um dos locais de medição selecionados sobre as amostras, pode ser consultada nas Figura 6.21 e Figura 6.22.

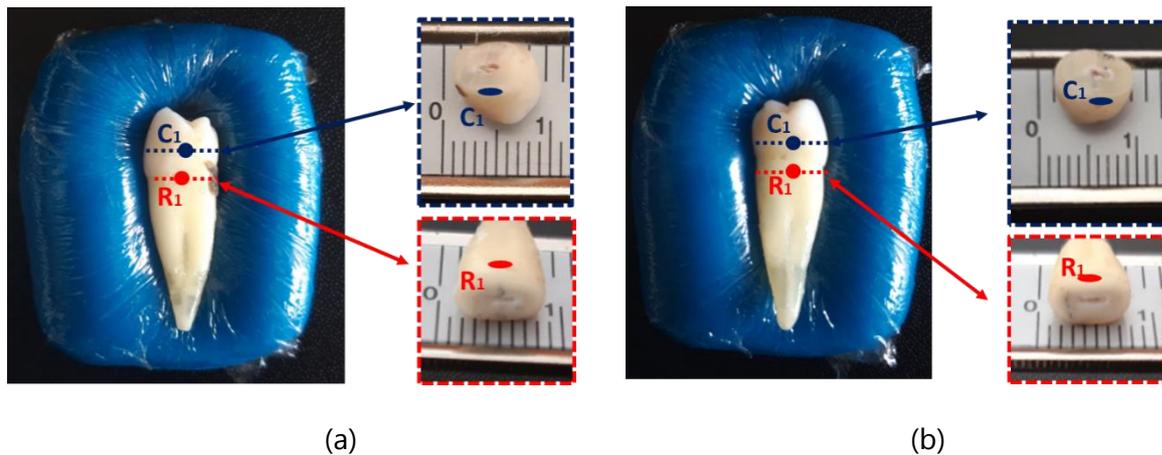


Figura 6.21 - Representação esquemática da localização de pontos de medição sobre os pré-molares medidos: (a) amostra PM1 e (b) amostra PM2. Na zona de medição, ambas as amostras apresentavam, aproximadamente, 5 mm de espessura e 7 mm de largura, quer ao nível da coroa, quer ao nível da raiz. Desde o ponto de contacto da sonda com o dente até à cavidade pulpar, a espessura do conjunto esmalte + dentina (coroa) e cimento + dentina (raiz), foi de 2 mm. Dada a resolução do equipamento de medição (0,5 mm, paquímetro analógico), não foi possível estimar a espessura do esmalte e do cimento, no local de medição. A cavidade pulpar apresentou uma espessura de, aproximadamente, 1 mm e encontrava-se parcialmente preenchida por tecido desvitalizado.

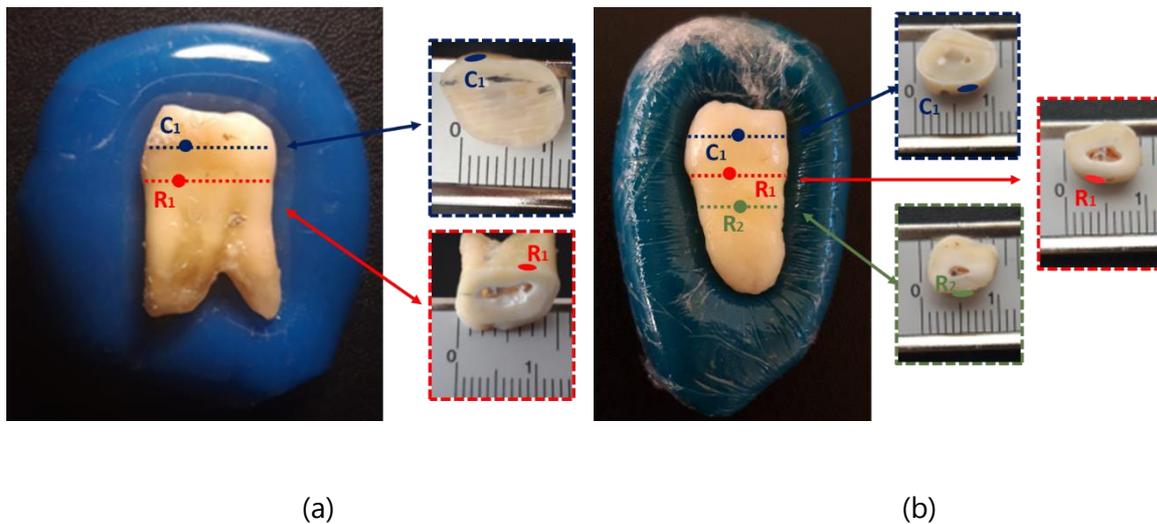


Figura 6.22 - Representação esquemática da localização de pontos de medição sobre os molares medidos: (a) amostra M1 e (b) amostra M2. Para a zona de medição sobre a coroa, as amostras apresentavam uma espessura de 9 mm (M1) e de 7 mm (M2) e uma largura de 11 mm (M1) e de 9 mm (M2). Desde o ponto de contacto da sonda com a coroa até à cavidade pulpar, a espessura do conjunto esmalte + dentina estava ligeiramente acima dos 2 mm. Para as zonas de medição sobre a raiz, as amostras apresentavam uma espessura de 9 mm (M1), de 7 mm (R1 de M2) e 5 mm (R2 de M2) e uma largura de 12 mm (M1), 8 mm (R1 de M2) e 7 mm (R2 de M2). Para o ponto R1, sobre a raiz de ambas as amostras, o conjunto cimento + dentina, assim como a cavidade pulpar, apresentaram uma espessura de, aproximadamente, 2 mm. No ponto R2 do molar M2, a espessura do conjunto cimento + dentina foi, também, de 2 mm, mas a espessura máxima da cavidade pulpar reduziu para, aproximadamente, 1 mm. Ao longo da raiz de ambas as amostras, a cavidade pulpar encontrava-se parcialmente preenchida por tecido desvitalizado. Dada a resolução do equipamento de medição (0,5 mm, paquímetro analógico), não foi possível estimar a espessura do esmalte e do cimento, no local de medição.

As medições foram conduzidas de acordo com o procedimento descrito na secção 6.2.4. Para a estimativa da permitividade relativa sobre a raiz (R1 e R2), foram utilizados todos os meios de acoplamento, desde G[100] até G[60], enquanto para a coroa foram aplicadas combinações desde G[100] a G[50]. De referir que, no caso da amostra M2, também foi utilizado o meio G[45]. Na tentativa de observar variação na condutividade entre diferentes regiões do dente, também foram efetuadas aquisições com o meio TX100[100] para todos os locais de medição sobre as amostras M1, PM1 e PM2 e locais C1 e R1 de M2. Para R2 de M2, foram aplicados meios de TX100[100] a TX100[85]. No total, foram efetuadas cento e oitenta medições sobre cada ponto R1. Destas, metade foram realizadas com a aplicação de meios de acoplamento e as restantes sem a aplicação de meios de acoplamento. Adicionalmente, foram efetuadas trinta aquisições de propriedades dielétricas de meios de acoplamento aplicados, vinte medições de validação e dez calibrações. Relativamente às aquisições realizadas sobre R2 e para os pontos C1, com exceção de C1 do M2, foram conduzidas duzentas e dezasseis aquisições. Destas, metade foram realizadas com a aplicação de meios de acoplamento e as restantes sem a aplicação de meios de acoplamento. Adicionalmente, foram efetuadas trinta e seis medições de propriedades dielétricas dos meios de acoplamento aplicados, vinte e quatro medições de validação e doze calibrações. Para o ponto C1 de M2, foram conduzidas duzentas e trinta e quatro medições. Destas, metade foram efetuadas com a aplicação de meios de acoplamento e as restantes sem a aplicação de meios de acoplamento. Adicionalmente, foram realizadas trinta e nove aquisições de propriedades dielétricas dos meios de acoplamento aplicados, vinte e seis medições de validação e treze calibrações.

As aquisições foram conduzidas à temperatura ambiente, que variou entre 14,3°C e 19,5°C, ao longo da campanha de aquisições. As temperaturas do meio de acoplamento e da solução de validação variaram entre 14,4°C e 19,6°C e de 13,8°C a 18,7°C, respetivamente. Note-se que, apesar de se ter verificado uma variação térmica de, sensivelmente, 5 °C na temperatura ambiente do laboratório, ao longo da campanha de medições não foram detetadas alterações na gama de propriedades dielétricas dos dentes. Contudo, foi observada uma variação nas propriedades dielétricas dos meios de acoplamento utilizados. Assim, por forma a garantir que as suas propriedades eram conhecidas ao longo das medições, no protocolo de aquisição desenvolvido, as propriedades dos meios de acoplamento foram remedidas múltiplas vezes. Deste modo, espera-se que as alterações térmicas observadas ao longo da campanha de aquisições não tenham impacto no resultado obtido. A variação percentual média da permitividade relativa medida com aplicação de meios de acoplamento, para as frequências de interseção,  $f_i$ , foi determinada de acordo com a Equação 6.1. Quanto à determinação da variação da permitividade relativa entre os dois locais de medição, R1 e R2, sobre a raiz da amostra M2, esta foi calculada de acordo com o método descrito na secção 6.2.7, para a estimativa da variação da permitividade relativa entre os dois locais de medição.

### 6.3.2. Resultados e discussão

A permitividade relativa estimada, quer para a coroa, quer para a raiz, das quatro amostras pode ser consultada na Figura 6.23, Figura 6.24, Figura 6.25 e Figura 6.26. De notar que, a Figura 6.23 e a Figura 6.24 são referentes às propriedades adquiridas sobre os dois pré-molares, enquanto a Figura 6.25 e a Figura 6.26 são referentes às propriedades adquiridas sobre os dois molares. A permitividade relativa máxima registada no local de medição sem a aplicação de meios de acoplamento, é apresentada para efeitos de comparação. Quanto à condutividade, pelo facto dos seus valores serem muito baixos, não foi possível aplicar a metodologia desenvolvida. De facto, a condutividade dos meios de acoplamento disponíveis verificou-se, sistematicamente, superior à condutividade das amostras, quando caracterizadas em locais propícios para a ocorrência da cárie (pontos C1 e R1). Na Figura 6.23 (c), pode ser observado o exemplo do registo obtido com a aplicação de TX100[100], o meio com a condutividade mais baixa, sobre os locais de medição de PM1. A utilização dos meios à base de Triton X -100 como limiares para a delimitação de intervalos de condutividade associados a diferentes regiões do dente, apenas foi possível para as medições conduzidas sobre a amostra M2. Assim, apenas é apresentada a condutividade registada, para cada um dos locais de medição, na situação de melhor contacto observado na presença de ar. De salientar que a condutividade registada para a raiz, na presença de ar, foi, sistematicamente, superior à condutividade da coroa, resultado que vem ao encontro do reportado em [13]. Quanto à permitividade relativa estimada com a aplicação de meios de acoplamento, observou-se uma clara separação entre a permitividade relativa determinada para a raiz e para a coroa, para frequências mais altas, ocorrendo uma aproximação destas para frequências mais baixas, o que também foi observado na presença do ar. O [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, associado à medição da permitividade relativa foi de  $[0,9 \pm 0,3]$  %. A variação percentual média da permitividade relativa, observada entre diferentes aquisições com a aplicação de meios de acoplamento, pode ser consultada na Tabela 6.5, Tabela 6.6, Tabela 6.7 e Tabela 6.8, para as frequência de interseção obtidas,  $f_i$ . Relativamente à condutividade, foi observado um [erro médio  $\pm$  desvio padrão], em percentagem, de  $[1,0 \pm 0,8]$  %, para frequências acima dos 3.8 GHz. Para frequências mais baixas, o erro observado foi superior a 5%, pelo que a condutividade medida, para essa gama de frequências, é apresentada, apenas, a título de exemplo do registo obtido.

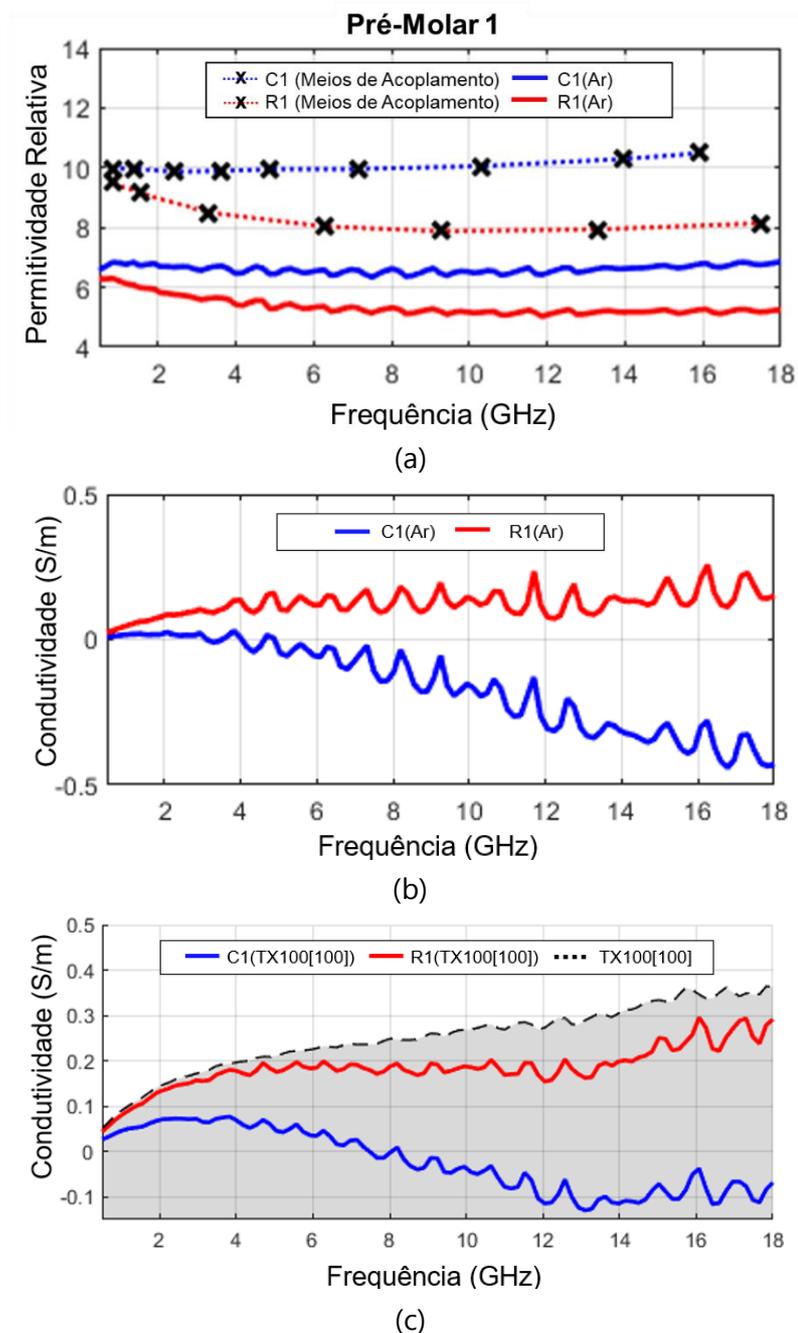


Figura 6.23 - Propriedades dielétricas do pré-molar (PM1). (a) Permittividade relativa estimada com aplicação de meios de acoplamento sobre a coroa (C1, cruces pretas sobre linha azul) e sobre a raiz (R1, cruces pretas sobre linha vermelha). A permittividade relativa máxima registada no local de medição sem a aplicação de meios de acoplamento, é apresentada como referência para a coroa, C1 (Ar) (traço contínuo azul), e para a raiz, R1(Ar) (traço contínuo vermelho). (b) Condutividade (S/m) adquirida na situação de melhor contacto. (c) Registo mediano da condutividade resultante da aplicação de TX100[100] sobre a superfície da coroa, C1(TX100[100]) (traço contínuo azul), e da raiz, R1(TX100[100]) (traço contínuo vermelho). As propriedades de TX100[100] a 19,6°C, temperatura do meio aquando da medição, encontram-se representados a traço preto descontinuo. O resultado do gráfico (c) evidencia a impossibilidade de aplicar o método desenvolvido na estimativa da condutividade, visto que a condutividade do meio TX100[100] é superior à condutividade do dente, quer da coroa quer da raiz.

Tabela 6.5 - Variação percentual média da permissividade relativa registada com aplicação de meios de acoplamento, nos pontos de interseção,  $f_i$  obtidos para o pré-molar PM1.

C1		R1	
$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)	$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)
0,9	0,9	0,9	1,0
1,4	0,8	1,6	0,5
2,4	0,8	3,3	0,6
3,7	0,9	6,3	0,3
4,9	0,7	9,3	0,4
7,2	1,0	13,3	0,5
10,3	0,7	17,5	0,8
14,0	0,8	-	-
15,9	1,2	-	-

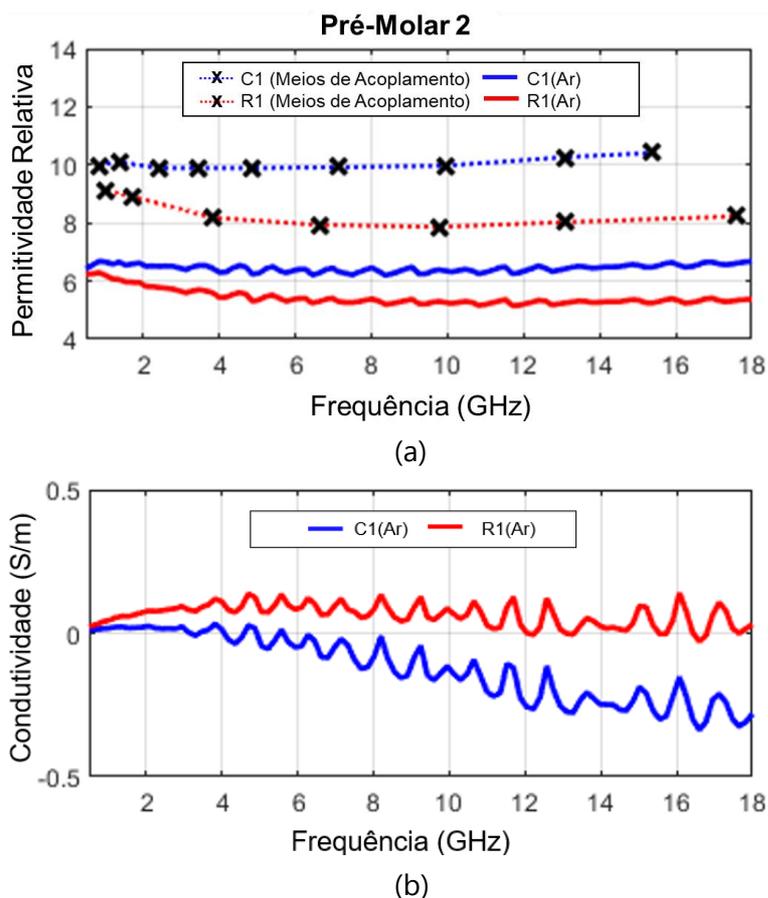


Figura 6.24 - Propriedades dielétricas do pré-molar (PM2). (a) Permittividade relativa estimada com aplicação de meios de acoplamento sobre a coroa (C1, cruces pretas sobre linha azul) e sobre a raiz (R1, cruces pretas sobre linha vermelha). A permissividade relativa máxima registada no local de medição sem a aplicação de meios de acoplamento, é apresentada como referência para a coroa, C1(Ar) (traço contínuo azul), e para a raiz, R1(Ar) (traço contínuo vermelho). (b) Condutividade (S/m) adquirida na situação de melhor contacto.

Tabela 6.6 - Variação percentual média da permissividade relativa registada com aplicação de meios de acoplamento, nos pontos de intersecção,  $f_i$  obtidos para o pré-molar PM2.

C1		R1	
$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)	$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)
0,9	0,6	1,0	0,5
1,4	0,8	1,7	0,8
2,4	0,8	3,8	0,7
3,5	0,7	6,6	0,6
4,9	0,3	9,8	0,6
7,2	0,6	13,1	0,7
10,0	0,8	17,7	1,2
13,1	0,8	-	-
15,4	1,0	-	-

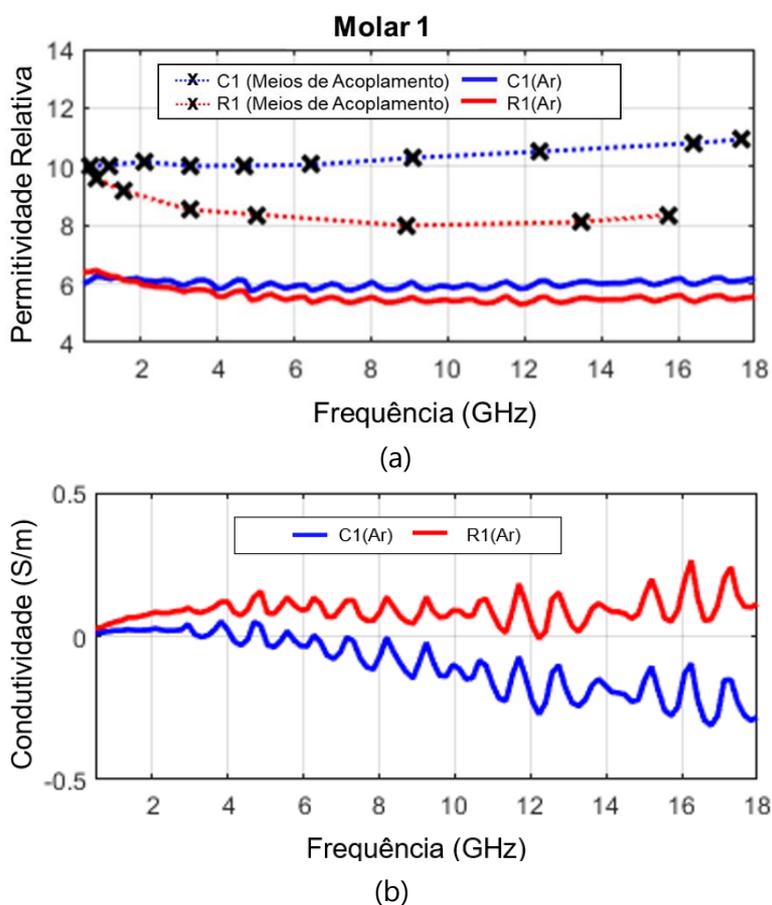


Figura 6.25 - Propriedades dielétricas do molar (M1). (a) Permissividade relativa estimada com aplicação de meios de acoplamento sobre a coroa (C1, cruces pretas sobre linha azul) e sobre a raiz (R1, cruces pretas sobre linha vermelha). A permissividade relativa máxima registada no local de medição sem aplicação de meios de acoplamento, é apresentada como referência para a coroa, C1(Ar) (traço contínuo azul), e para a raiz, R1(Ar) (traço contínuo vermelho). (b) Condutividade (S/m) adquirida na situação de melhor contacto.

Tabela 6.7 - Variação percentual média da permitividade relativa registada com aplicação de meios de acoplamento, nos pontos de interseção,  $f_i$  obtidos para o molar, M1.

C1		R1	
$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)	$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)
0,7	0,5	0,9	0,8
1,2	0,4	1,6	0,6
2,1	0,8	3,3	0,5
3,3	0,7	5,1	1,2
4,7	0,7	8,9	0,6
6,5	0,8	13,5	0,5
9,1	0,7	15,7	0,6
12,4	0,6	-	-
16,4	0,5	-	-
17,7	1,1	-	-

### 6.3.2.1. Variação de propriedades dielétricas do dente ao longo da raiz

Tal como discutido na secção 6.3.1, no caso da caracterização de propriedades dielétricas da raiz, deu-se preferência a zonas da raiz que se encontrassem na região cervical, pois o desenvolvimento de cárie da raiz ocorre, tipicamente, nessa zona, devido à exposição do cimento, na sequência da recessão gengival [16], [19]. Apesar disso, foi conduzido um estudo exploratório da variação das propriedades dielétricas do dente ao longo da raiz de um molar. Os resultados encontram-se representados na Figura 6.26, que sistematiza as propriedades registadas ao nível de dois pontos da raiz, um sobre o terço cervical da raiz (R1) e outro sobre o terço médio da raiz (R2) e também ao nível da coroa (C1) do molar M2.

Tabela 6.8 - Variação percentual média da permitividade relativa registada com aplicação de meios de acoplamento, nos pontos de interseção,  $f_i$  obtidos para o molar, M2.

C1		R1		R2	
$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)	$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)	$f_i$ (GHz)	$\Delta\epsilon'$ (%)
0,9	1,0	0,8	0,5	1,2	0,5
1,4	0,5	1,7	0,4	2,3	0,6
2,3	0,5	3,7	0,8	4,4	0,4
3,5	0,6	5,6	0,6	6,3	0,6
4,9	0,7	8,6	0,5	9,8	0,6
6,8	0,7	12,4	0,6	12,6	0,8
9,1	0,9	16,3	0,3	15,9	1,4
11,7	1,3	-	-	-	-
13,1	0,8	-	-	-	-
17,5	1,3	-	-	-	-

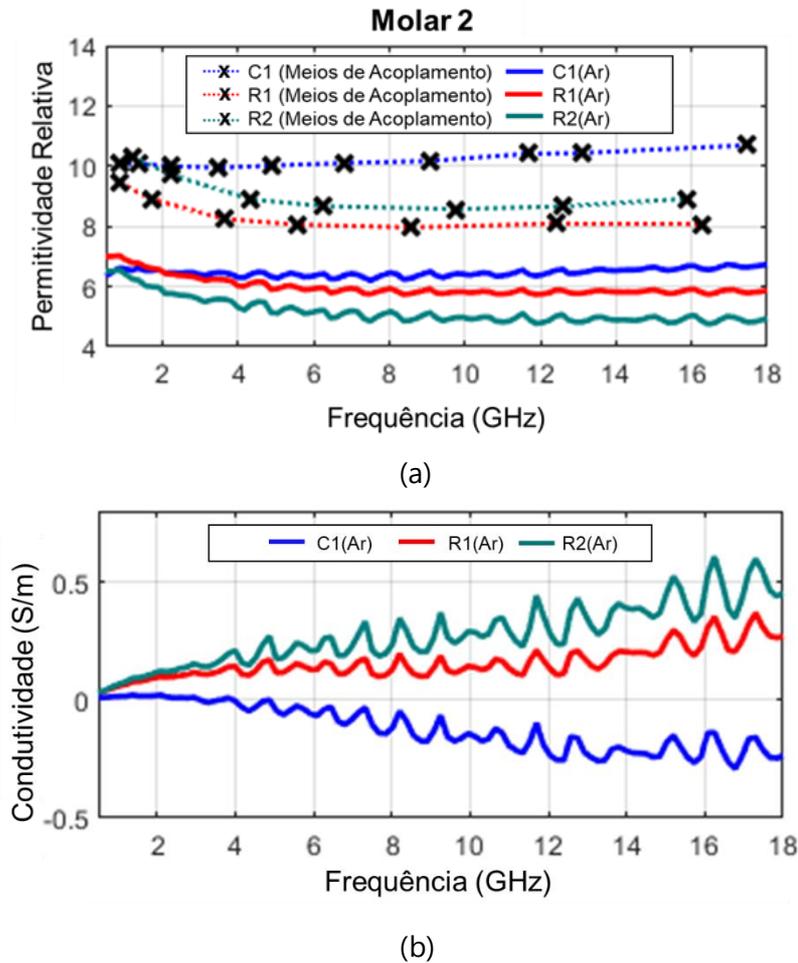


Figura 6.26 - Propriedades dielétricas do molar (M2). (a) Permittividade relativa estimada com aplicação de meios de acoplamento sobre a coroa (C1, cruces pretas sobre linha azul) e sobre os dois pontos da raiz: R1 (cruces pretas sobre linha vermelha) e R2 (cruces pretas sobre linha verde). A permittividade relativa máxima registada no local de medição sem a aplicação de meios de acoplamento, é apresentada como referência para a coroa, C1(Ar) (traço contínuo azul), e para a raiz: R1(Ar) (traço contínuo vermelho) e R2(Ar) (traço contínuo verde). (b) Condutividade (S/m) adquirida na situação de melhor contacto.

Da análise da Figura 6.26, é possível verificar que houve um aumento médio de 8,4% da permittividade relativa estimada sobre R2, comparativamente à permittividade estimada sobre R1. Este aumento está na ordem da variação registada na secção 6.2.7.2, entre a permittividade relativa estimada ao nível de uma superfície plana e de uma superfície côncava e, por isso, pode estar associada a uma maior retenção do meio entre a sonda e o dente, pois o local de medição R2 encontrava-se sobre uma zona rugosa do dente. Além disso, foi observada uma clara subida na condutividade do ponto R2, face ao ponto R1. Na Figura 6.27, encontra-se representado o registo mediano da condutividade adquirida sobre R2, com a aplicação dos meios TX100[90] e TX100[85], assim como o registo mediano da condutividade adquirida sobre R1, com aplicação do meio TX100[100]. A condutividade registada com aplicação de

TX100[100] sobre R1 foi, sistematicamente, inferior à condutividade do meio, o que sugere que a condutividade em R1 é inferior à condutividade de TX100[100]. Quanto à aplicação de meios de acoplamento sobre R2, a condutividade registada com aplicação de meios TX100[100], TX100[95] e TX100[90] mostrou-se superior à condutividade do meio aplicado. Este resultado sugere, assim, que a condutividade de R2 se encontra entre a gama de condutividades delimitada por TX100[90] e TX100[85]. Deste modo, observa-se uma separação entre as gamas de condutividade obtidas para cada uma das regiões da raiz, R1 e R2, o que sugere uma variação da condutividade do dente ao longo da raiz, na gama de frequências estudada.

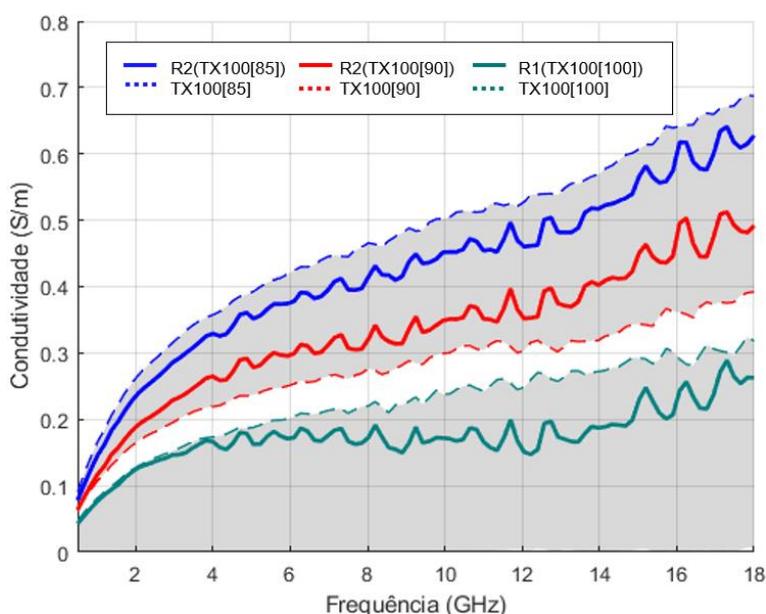


Figura 6.27 - Variação da condutividade ao longo da raiz do molar M2. A gama de condutividade associada ao ponto R2 encontra-se delimitada pelas condutividades dos meios TX100[90] (traço vermelho descontinuo) e TX100[85] (traço azul descontinuo), uma vez que a aplicação de TX100[90] sobre R2 conduziu ao registo de condutividade, sistematicamente, superior à condutividade do meio, enquanto a aplicação de TX100[85] sobre R2 conduziu ao registo da condutividade, sistematicamente, inferior à condutividade do meio. Quanto à condutividade registada sobre R1, esta mostrou-se, sistematicamente, inferior à condutividade do meio com propriedades mais baixas: TX100[100]. O registo mediano da condutividade com aplicação de meios TX100[85] sobre R2, TX100[90] sobre R2 e TX100[100] sobre R1, encontra-se representado pelas linhas contínuas azul (R2(TX100[85])), vermelha (R2(TX100[90])) e verde (R1(TX100[100])), respetivamente. A temperatura média dos meios de acoplamento, no momento de medição, foi de 15,4°C.

### 6.3.2.2. Comparação da permitividade relativa estimada com as propriedades dielétricas dos dentes e do osso cortical disponíveis na literatura

Na Figura 6.28, encontram-se sobrepostas as permitividades relativas estimadas para cada uma das amostras sobre zonas propícias para a ocorrência da cárie, zona C1 da coroa e zona R1 da raiz do dente. A permitividade relativa do osso cortical [92], assim como do esmalte e da dentina, reportados na literatura [13], são representados para comparação.

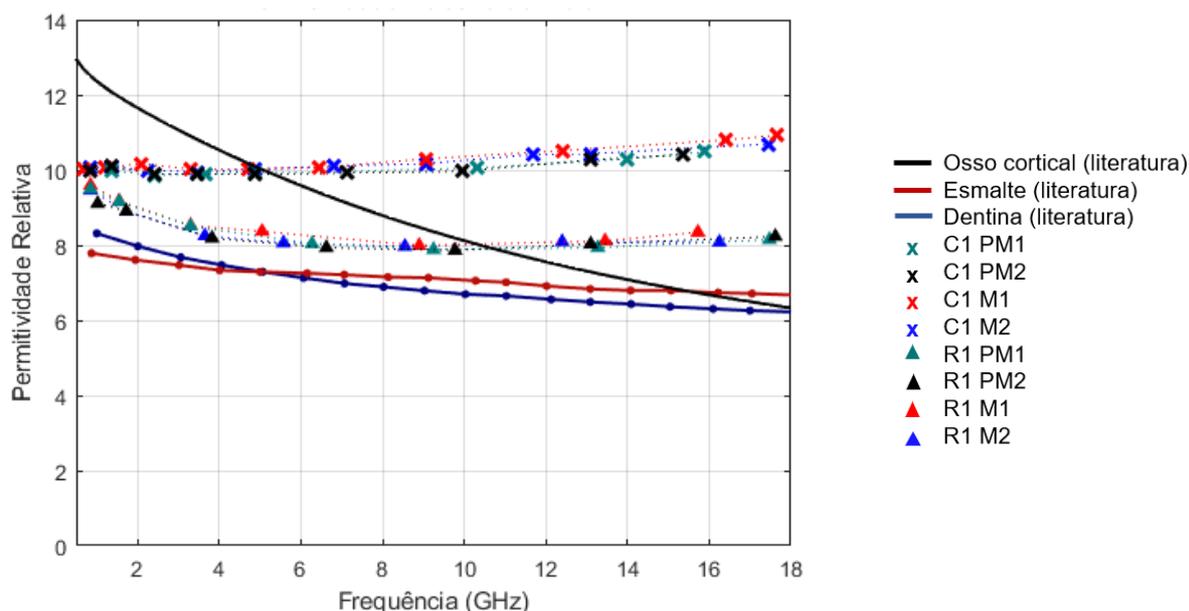


Figura 6.28 - Comparação da permissividade relativa estimada sobre os dentes saudáveis em locais propícios para a ocorrência da cárie com as propriedades de tecidos dentários (traços vermelho e azul) [13] e osso cortical (traço preto contínuo) [92] disponíveis na literatura. No total, foram amostrados 4 dentes, dois pré-molares (PMX) e dois molares (MX), sobre a coroa (C1, cruces) e a raiz (R1, triângulos). O X representa o identificador da amostra.

É possível observar uma consistência entre a permissividade relativa estimada para cada um dos conjuntos de medição, raiz e coroa. No caso da raiz, a permissividade relativa apresenta um comportamento decrescente com a frequência, diminuindo de, sensivelmente, 9,5 para valores que oscilam em torno de 8. Por outro lado, no caso dos registos efetuados sobre a coroa, estes oscilam em torno de 10, para frequências mais baixas, tendendo para 11, com o aumento da frequência. Segundo [31], a evolução da permissividade relativa, na gama de micro-ondas, decresce ou mantém-se sensivelmente constante com o aumento da frequência. Este comportamento foi observado para a raiz dos dentes, sendo contrariado pela coroa. De notar que, o crescimento da permissividade com a frequência foi, também, observado durante as aquisições sem aplicação de meios de acoplamento (exemplo, Figura 6.7 (a)). Este crescimento pode dever-se à variação do *sensing volume* da sonda com a frequência e consequente variação da contribuição das propriedades de cada um dos tecidos do dente, abrangidos pelo *sensing volume* da sonda, para a permissividade relativa medida. A literatura [93], [50] sugere que, num tecido heterogéneo, o *sensing volume* da sonda depende das propriedades dielétricas dos materiais que entram na composição da amostra e do contraste dielétrico observado entre estes que, por sua vez, pode variar com a frequência. De salientar, ainda, que esta variação no contraste dielétrico, entre os tecidos de um material heterogéneo, esteve na origem da redução do *sensing volume* observado em [94]. Assim, tanto a heterogeneidade da coroa como a variação do *sensing volume* com a frequência, podem ser fatores que originam a alteração da

contribuição de cada um dos tecidos da coroa para a permitividade relativa medida, o que por sua vez pode estar na origem da elevação observada.

Quanto à disponibilidade de propriedades dielétricas de dentes, em bases de dados de tecidos biológicos [79], [80] são-lhes atribuídas propriedades dielétricas do osso cortical, com origem no escalpe bovino, medidas por Gabriel *et al.* [92]. A Figura 6.28 evidencia as diferenças entre o comportamento da permitividade relativa do osso cortical e das estruturas dentárias, raiz e coroa. Observa-se, assim, um desvio médio de 23,2% e 18,3% na permitividade relativa estimada para a coroa e raiz dos dentes, face à permitividade relativa do osso cortical, na gama de frequências considerada. De notar que, as aquisições foram conduzidas com amostras em condições fisiológicas distintas. No caso do osso cortical, as suas propriedades foram adquiridas a 37°C, num período máximo de duas horas após a extração do tecido [92], enquanto as propriedades dos dentes foram adquiridas à temperatura ambiente e com os dentes secos. Contudo, visto que a permitividade relativa dos tecidos tende a aumentar com o teor de água [95], pelo menos para as frequências mais elevadas, o contraste dielétrico entre as propriedades do osso e das diferentes zonas do dente continuará a observar-se. Quanto à comparação da permitividade relativa estimada com as propriedades dielétricas dos dentes disponíveis na literatura [13], observa-se uma elevação média da permitividade relativa medida face aos estudos de referência de 16,9% para a raiz, e de 40,0% para a coroa, para a gama de frequências considerada. Os autores do estudo [13] também recorreram à OECP para a caracterização de dentes, pelo que esta subida era expectável, dada a superfície irregular dos dentes e provável interferência do ar nas medições.

Em suma, nesta secção, foi verificado que as propriedades dielétricas do dente variam ao longo da sua estrutura, não apenas entre a coroa e a raiz, mas também ao longo da raiz. Além disso, finas camadas de meio de acoplamento foram aplicadas para a caracterização de propriedades dielétricas de dois pré-molares e dois molares saudáveis, em locais propícios à ocorrência de cárie. Foi observada uma consistência na permitividade relativa estimada, *ex vivo*, para cada um dos locais de medição, nas diferentes amostras. As medições conduzidas sobre o terço cervical da raiz apontaram para uma permitividade relativa entre 9,5 e 8, enquanto as medições conduzidas entre o terço médio e cervical da superfície lisa da coroa demonstraram que a permitividade relativa dessa região varia entre 10 e 11, para frequências entre 0,5 GHz e 18 GHz. Quanto ao estudo da condutividade ao nível de locais propícios para a ocorrência da cárie, não foi possível obter resultados conclusivos, pois a condutividade das zonas adquiridas mostrou-se, sistematicamente, inferior à condutividade dos meios de acoplamento disponíveis.



## CONCLUSÃO E PERSPETIVAS FUTURAS

Com a presente dissertação de mestrado procurou-se estudar as propriedades dielétricas de dentes na gama de frequência das micro-ondas, cujo conhecimento é importante para averiguar a viabilidade de um dispositivo de deteção da cárie a funcionar nessa gama de frequências. Assim, um dos objetivos da dissertação passou pela medição de propriedades dielétricas de dentes saudáveis e com cárie, a fim de avaliar o contraste dielétrico existente entre as zonas saudáveis e lesadas do dente. Para isso, as propriedades dielétricas de dentes humanos foram caracterizadas, *ex vivo*, com recurso a uma OECP (*Slim Form Probe* da Keysight) e um VNA. Como o desempenho da sonda podia ser limitado pela qualidade de contacto produzido entre a superfície da sonda e o dente, dada a superfície irregular deste, o segundo objetivo da dissertação prendeu-se com a avaliação da adequabilidade da OECP na extração de propriedades dielétricas de dentes. No que concerne ao terceiro objetivo, este passou pelo desenvolvimento de uma metodologia que permitisse minimizar o problema de contacto imperfeito da sonda com a superfície do dente.

Tendo em consideração os objetivos definidos, em primeiro lugar, foi avaliado o desempenho do método utilizado, através do estudo de repetibilidade. Este estudo evidenciou um contacto imperfeito entre a superfície da sonda e do dente, com conseqüente interferência do ar nas medições. Por forma a ultrapassar esta limitação, duas abordagens foram testadas. Primeiramente, procedeu-se a um estudo exploratório que visou avaliar a possibilidade de conduzir medições sobre as superfícies dentárias artificialmente niveladas, quer através do corte do dente, quer através do polimento da superfície do dente. Contudo, esta abordagem mostrou-se insuficiente devido à persistência do mau contacto entre a superfície da sonda e a superfície do dente, para além de levar à danificação da estrutura dentária. Como tal, foi proposta uma metodologia alternativa para a medição de sólidos que apresentassem alguma irregularidade nas superfícies. Esta passou pela estimativa de propriedades dielétricas do objeto de interesse a partir de propriedades adquiridas com a aplicação de finas camadas de meios de acoplamento entre a sonda e o objeto em estudo, neste caso, o dente. O desempenho

desta abordagem foi avaliado por simulação, mostrando-se capaz de reduzir o erro da medição quando o espaço existente entre a sonda e o objeto era ocupado por um meio de acoplamento em vez do ar. O protocolo experimental foi desenvolvido e alguns fatores de erro foram identificados. Foi investigada a possível interação de materiais presentes nos meios de acoplamento produzidos, Triton X-100 e glicerina vegetal, com os tecidos dentários, não tendo sido verificada variação na permitividade relativa adquirida na sequência da exposição do dente a estas misturas. Adicionalmente, o erro introduzido por aspetos inerentes à quantidade de meio aplicado, ou pela variação da permitividade relativa registada com o tempo decorrido entre a aplicação do meio e o início da medição, mostrou-se equiparável ao erro introduzido pelo sistema de medição, isto é, um erro inferior a 5%. Contudo, observou-se que a qualidade da medição continuou a ser limitada pela qualidade do contacto da sonda com o objeto a ser medido. Experimentalmente, foi confirmado o resultado da avaliação numérica, isto é, verificou-se que a permitividade relativa estimada dependia da quantidade do meio de acoplamento retido entre a sonda e o dente. No entanto, mesmo para uma situação de acumulação excessiva de meio, a variação registada na permitividade relativa estimada com recurso a meios de acoplamento, foi inferior à variação observada na presença de ar. Assim, esta abordagem foi aplicada para a caracterização de propriedades dielétricas de dentes.

O estudo preliminar de variação de propriedades dielétricas do dente ao longo da sua estrutura demonstrou que, pelo menos no caso da raiz do dente, as suas propriedades variam com o local de medição. Assim, procurou-se conduzir medições sobre a zona cervical da raiz pois esta zona corresponde ao local de formação da cárie na raiz [21]. No caso da coroa, o desenvolvimento da cárie ocorre habitualmente sobre superfícies lisas, nomeadamente nos pontos de contacto entre os dentes adjacentes, e ao nível das fissuras da superfície oclusal [21]. Como a escolha do local de medição é limitada pela necessidade de maximizar o contacto entre a sonda e o dente, apenas foi possível caracterizar as superfícies lisas da coroa. O método proposto foi aplicado com sucesso para o estudo da permitividade relativa de quatro amostras de dentes saudáveis, dois molares e dois pré-molares, em zonas propícias para a ocorrência de cárie. No entanto, não foi possível obter resultados conclusivos para o estudo da condutividade nestes locais, pois a condutividade das zonas adquiridas mostrou-se, sistematicamente, inferior à condutividade dos meios de acoplamento disponíveis, constituindo, assim, uma das limitações do estudo. As medições conduzidas entre o terço médio e cervical da superfície lisa da coroa apontaram para uma permitividade relativa entre 10,0 e 11,0, enquanto as medições conduzidas sobre o terço cervical da raiz demonstraram que a permitividade dessa região varia entre 9,5 e 8,0, para frequências entre 0,5 GHz e 18 GHz.

Devido à ausência de amostras com cáries elegíveis, não foi possível cumprir, em parte, o objetivo de caracterizar dielectricamente os dentes saudáveis e com cárie e, assim, avaliar o contraste dielétrico existente entre as zonas saudáveis e lesadas do dente. Foi possível proceder à caracterização da permitividade relativa de dentes saudáveis que, num trabalho futuro,

poderão ser utilizadas como termo de comparação. Embora os resultados adquiridos tenham sido consistentes, seria desejável, num trabalho futuro, aumentar a dimensão da amostra de dentes saudáveis, adquirindo mais exemplares de molares e pré-molares, bem como estender o estudo aos caninos e aos incisivos. Além disso, seria desejável considerar mais do que um local de medição sobre a raiz e coroa dentárias, a fim de se compreender melhor como as propriedades dielétricas dos dentes variam ao longo da sua estrutura. Quanto a amostras com cárie, também será necessário proceder à sua medição, a fim de avaliar o contraste dielétrico existente entre zonas saudáveis e lesadas, e, assim, cumprir a segunda parte do objetivo proposto. Neste sentido, e por forma a compreender como as propriedades dielétricas dos dentes variam com o local de formação e grau de extensão da cárie, seria importante incluir no estudo amostras, quer de cárie com origem na raiz, quer de cárie com origem na coroa dentária, bem como cárie em diferentes estágios de desenvolvimento.

Por fim, na prática clínica, a superfície dentária é, habitualmente, seca previamente à inspeção da cárie [96]. Por essa razão, a aquisição de propriedades dielétricas foi realizada em amostras com superfícies secas. Contudo, num trabalho futuro, poderá ser interessante caracterizar os dentes em condições mais próximas daquelas que são encontradas na cavidade oral. Isto é, realizar as medições com dentes com superfícies húmidas por forma a avaliar, por um lado, o tipo de alterações observadas entre as propriedades dielétricas adquiridas com os dentes secos e os dentes húmidos e, por outro lado, caso exista um contraste dielétrico entre as zonas sãs e com cárie, que alterações são observadas ao nível do contraste dielétrico existente. Uma vez que o protocolo desenvolvido é demorado (cada medição "dente + meio de acoplamento" levou, aproximadamente, duas horas), a caracterização completa dos dentes, logo após a sua extração da boca, seria difícil de concretizar. Assim, a avaliação de dentes com superfícies húmidas poderia ser aproximada pela sua imersão em saliva artificial, por exemplo.



## BIBLIOGRAFIA

- [1] N. B. Pitts *et al.*, "Dental caries.," *Nat. Rev. Dis. Prim.*, vol. 3, 17030, 2017, doi: 10.1038/nrdp.2017.30.
- [2] M. A. Peres *et al.*, "Oral diseases: a global public health challenge," *Lancet*, vol. 394, no. 10194, pp. 249–260, 2019, doi: 10.1016/S0140-6736(19)31146-8.
- [3] R. H. Selwitz, A. I. Ismail, and N. B. Pitts, "Dental caries.," *Lancet*, vol. 369, no. 9555, pp. 51–59, 2007, doi: 10.1016/S0140-6736(07)60031-2.
- [4] M. Fontana and M.-C. D. N. J. M. Huysmans, "Clinical Decision-Making in Caries Management: Role of Caries Detection and Diagnosis," in *Detection and Assessment of Dental Caries*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 227–233.
- [5] T. Gimenez *et al.*, "Visual inspection for caries detection: A systematic review and meta-analysis," *J. Dent. Res.*, vol. 94, no. 7, pp. 895–904, 2015, doi: 10.1177/0022034515586763.
- [6] G. Aldossari, A. Alasmari, and M. Aldossary, "Dental Caries Detection: The State of the Art," *J. Appl. Dent. Med. Sci.*, vol. 5, pp. 17–30, 2019.
- [7] M. Baffi, J. de Almeida Rodrigues, and A. Lussi, "Traditional and Novel Caries Detection Methods," in *Contemporary Approach to Dental Caries*, M. Li, Eds. InTech, 2012, pp. 105–128, doi: 10.5772/38209.
- [8] A. V. Costa e Silva, J. R. D. Pereira, L. C. de S. Beatrice, and C. H. V. da Silva, "Diagnóstico de lesão de cárie proximal por imagem: Revisão Sistemática," *Odontol. clín.-cient*, vol. 11, no. 1, pp. 17–24, 2012.
- [9] F. Schwendicke and G. Göstemeyer, "Conventional Bitewing Radiographs BT - Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide," in *Detection and Assessment of Dental Caries*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 109–117.
- [10] B.-I. Kim, "Quantitative Light-Induced Fluorescence," in *Detection and Assessment of Dental Caries*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 159–170.
- [11] R. Chandra, I. Balasingham, H. Zhou, and R. M. Narayanan, "Medical Microwave Imaging and Analysis," in *Medical Image Analysis and Informatics: Computer-Aided Diagnosis and Therapy*, P. M. de Azevedo-Marques, A. Mencattini, M. Salmeri, and R. M. Rangayyan, Eds. CRC Press, 2017, pp. 451–466.

- [12] B. T. Amaechi, "Emerging technologies for diagnosis of dental caries: The road so far," *J. Appl. Phys.*, vol. 105, no. 10, 102047, 2009, doi: 10.1063/1.3116632.
- [13] N. Hoshi, Y. Nikawa, K. Kawai, and S. Ebisu, "Application of microwaves and millimeter waves for the characterization of teeth for dental diagnosis and treatment," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 46, no. 6, pp. 834–838, 1998, doi: 10.1109/22.681208.
- [14] Y. Nikawa, N. Hoshi, K. Kawai, and S. Ebisu, "Study on dental diagnosis and treatment using millimeter waves," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 48, no. 11, pp. 1783–1788, 2000, doi: 10.1109/22.883854.
- [15] A. La Gioia *et al.*, "Open-Ended Coaxial Probe Technique for Dielectric Measurement of Biological Tissues: Challenges and Common Practices," *Diagnostics*, vol. 8, no. 2, 40, 2018, doi: 10.3390/diagnostics8020040.
- [16] A. G. F. Zandoná, A. V. Ritter, and R. S. Eidson, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 7th ed. Missouri: Elsevier Inc, 2017.
- [17] R. G. Phulari, *Textbook of Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*, 1st ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014.
- [18] M. A. Husain, "Dental Anatomy and Nomenclature for the Radiologist," *Radiol. Clin. North Am.*, vol. 56, no. 1, pp. 1–11, 2018, doi: 10.1016/j.rcl.2017.08.001.
- [19] N. Garg and A. Garg, *Textbook of Operative Dentistry*, 3rd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, 2015.
- [20] A. Nanci, *Ten Cate's oral histology: development, structure, and function*, 9th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Inc, 2018.
- [21] J. Kaidonis, G. C. Townsend, J. McIntyre, L. C. Richards, and W. R. Hume, "The Oral Environment and the Main Causes of Tooth Structure Loss," in *Preservation and Restoration of Tooth Structure*, 3rd ed., G. J. Mount, W. R. Hume, H. C. Ngo, and M. S. Wolf, Eds. Chichester, West Sussex: John Wiley & Sons Limited, 2016, pp. 1–14.
- [22] H. Chen and Y. Liu, "Teeth," in *Advanced Ceramics for Dentistry*, 1st ed., J. Z. Shen and T. B. T.-A. C. for D. Kosmač, Eds. Oxford: Elsevier, 2014, pp. 5–21.
- [23] R. Ireland, *A Dictionary of Dentistry*, 2nd ed. Oxford: Oxford University Press, 2010.
- [24] M. Wilson and P. J. K. Wilson, *Close Encounters of the Microbial Kind*, 1st ed. Cham: Springer International Publishing, 2021.
- [25] T. C. Trevisan, M. C. de Andrade, C. D. Presoto, O. B. de Oliveira Junior, M. F. Andrade, and J. F. Bortolatto, "Hidden caries: A critical review," *Sci. J. Dent.*, vol. 2, no. 1, pp. 33–36, 2015, doi: 10.15713/ins.sjod.20.
- [26] N. Damé-Teixeira, C. C. F. Parolo, and M. Maltz, "Specificities of Caries on Root Surface," *Monogr. Oral Sci.*, vol. 26, pp. 15–25, 2017, doi: 10.1159/000479303.
- [27] D. W. Banting, "The diagnosis of root caries.," *J. Dent. Educ.*, vol. 65, no. 10, pp. 991–996, Oct. 2001.
- [28] L. F. Chen, C. K. Ong, C. P. Neo, V. V. Varadan, and V. K. Varadan, *Microwave Electronics Measurement and Materials Characterization*, 1st ed. Wiley, 2004.
- [29] S. Salahuddin, "Acquisition of Dielectric Properties of Tissues in the Microwave Range," Tese de Doutorado, Universidade Nacional da Irlanda, 2019.
- [30] F. Topfer and J. Oberhammer, "Millimeter-Wave Tissue Diagnosis: The Most Promising Fields for Medical Applications," *IEEE Microw. Mag.*, vol. 16, no. 4, pp. 97–113, 2015, doi: 10.1109/MMM.2015.2394020.
- [31] A. Technologies, "Agilent Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials -

- Application Note." pp. 1–32, 2013.
- [32] A. La Gioia, "Accurate dielectric characterisation of biological tissues in the microwave range using the open-ended coaxial probe technique," Tese de Doutorado, Universidade Nacional da Irlanda, 2019.
- [33] C. Steiner *et al.*, "Determination of the dielectric properties of storage materials for exhaust gas aftertreatment using the microwave cavity perturbation method," *Sensors*, vol. 20, no. 21, 6024, 2020, doi: 10.3390/s20216024.
- [34] B. Amin, M. A. Elahi, A. Shahzad, E. Porter, B. McDermott, and M. O'Halloran, "Dielectric properties of bones for the monitoring of osteoporosis," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 57, pp. 1–13, 2019, doi: 10.1007/s11517-018-1887-z.
- [35] A. Ivancich, J. R. Grigera, and C. Muravchik, "Electric behaviour of natural and demineralized bones. Dielectric properties up to 1 GHz," *J. Biol. Phys.*, vol. 18, no. 4, pp. 281–295, 1992, doi: 10.1007/BF00419425.
- [36] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2251–2269, 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/002.
- [37] A. Peyman, C. Gabriel, E. H. Grant, G. Vermeeren, and L. Martens, "Variation of the dielectric properties of tissues with age: the effect on the values of SAR in children when exposed to walkie-talkie devices," *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, no. 17, 5249, 2010, doi: 10.1088/0031-9155/55/17/5249.
- [38] R. M. Irastorza, M. A. Mayosky, J. R. Grigera, and F. Vericat, "Dielectric properties of natural and demineralized collagen bone matrix," *IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul.*, vol. 18, no. 1, pp. 320–328, 2011, doi: 10.1109/TDEI.2011.5704524.
- [39] P. M. Meaney, T. Zhou, D. Goodwin, A. Golnabi, E. A. Attardo, and K. D. Paulsen, "Bone Dielectric Property Variation as a Function of Mineralization at Microwave Frequencies," *Int. J. Biomed. Imaging*, vol. 2012, no. 7, 649612, 2012, doi: 10.1155/2012/649612.
- [40] R. M. Irastorza, E. Blangino, C. M. Carlevaro, and F. Vericat, "Modeling of the dielectric properties of trabecular bone samples at microwave frequency," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 52, no. 5, pp. 439–447, 2014, doi: 10.1007/s11517-014-1145-y.
- [41] B. Amin *et al.*, "Dielectric characterization of diseased human trabecular bones at microwave frequency," *Med. Eng. Phys.*, vol. 78, pp. 21–28, 2020, doi: 10.1016/j.medengphy.2020.01.014.
- [42] J. V Masi and L. C. Masi, "Complex Dielectric Properties of Tooth Constituents," *MRS Online Proc. Libr.*, vol. 110, pp. 589–597, 1987, doi: 10.1557/PROC-110-589.
- [43] H. Meaney, P., Williams, B., Geimer, S., Flood, A., and Swartz, "A Coaxial Dielectric Probe Technique for Distinguishing Tooth Enamel from Dental Resin," *Adv. Biomed. Eng. Res.*, vol. 3, pp. 8–17, 2015, doi: 10.14355/aber.2015.03.002.
- [44] Z. Li, J. Qi, Z. Meng, P. Wang, C. Soutis, and A. Gibson, "A Microwave Coaxial Sensor for Non-Destructive Detection and Analysis of Cracked Teeth," *Russ. J. Nondestruct. Test.*, vol. 57, no. 10, pp. 909–917, 2021, doi: 10.1134/S1061830921100107.
- [45] A. Peyman, S. Holden, and C. Gabriel, "Mobile Telecommunications and Health Research Programme: Dielectric Properties of Tissues at Microwave Frequencies." Microwave Consultants Limited, London, UK, 2005. Acedido em: 03/2022. Disponível em: [http://www.mthr.org.uk/research\\_projects/documents/Rum3FinalReport.pdf](http://www.mthr.org.uk/research_projects/documents/Rum3FinalReport.pdf).
- [46] L. Farrugia *et al.*, "The complex permittivity of biological tissues: a practical measurement

- guideline", deliverable from Working Group 1 of COST Action CA17115 MyWAVE (data prevista de publicação 2022).
- [47] A. La Gioia, A. Santorelli, M. O'Halloran, and E. Porter, "Predicting the sensing radius of a coaxial probe based on the probe dimensions," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 68, no. 9, pp. 6704–6716, 2020, doi: 10.1109/TAP.2020.2986708.
- [48] E. Porter, A. La Gioia, A. Santorelli, and M. O'Halloran, "Modeling of the dielectric properties of biological tissues within the histology region," *IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul.*, vol. 24, no. 5, pp. 3290–3301, Oct. 2017, doi: 10.1109/TDEI.2017.006690.
- [49] Keysight Technologies, "N1501A Dielectric Probe Kit 10 MHz to 50 GHz." Technical Overview, pp. 1–8, 2015. Acedido em: 03/2022. Disponível em: <https://www.keysight.com/zz/en/assets/7018-04631/technical-overviews/5992-0264.pdf>.
- [50] A. La Gioia, M. O'Halloran, and E. Porter, "Modelling the sensing radius of a coaxial probe for dielectric characterisation of biological tissues," *IEEE Access*, vol. 6, pp. 46516–46526, 2018, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2866703.
- [51] E. Porter, A. La Gioia, S. Salahuddin, A. Shahzad, M. A. Elahi, and M. O'Halloran, "Minimum Reporting Requirements for Dielectric Property Measurements of Biological Tissues," in *12th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP 2018)*, 2018, vol. 2018, no. CP741, pp. 566–570, doi: 10.1049/cp.2018.0925.
- [52] H. Yılmaz and S. Keleş, "Recent Methods for Diagnosis of Dental Caries in Dentistry," *Meandros Med. Dent. J.*, vol. 19, pp. 1–8, 2018, doi: 10.4274/meandros.21931.
- [53] R. Hogan, I. A. Pretty, and R. P. Ellwood, "Fibre-Optic Transillumination: FOTI," in *Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 139–150.
- [54] J. Kühnisch, "Near-Infrared Light Transillumination," in *Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 151–158.
- [55] A. Slimani, E. Terrer, D. J. Manton, and H. Tassery, "Cariou lesion detection technologies: factual clinical approaches," *Br. Dent. J.*, vol. 229, no. 7, pp. 432–442, 2020, doi: 10.1038/s41415-020-2116-3.
- [56] K. W. Neuhaus and A. Lussi, "DIAGNOdent," in *Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 171–175.
- [57] L. Karlsson, "Caries Detection Methods Based on Changes in Optical Properties between Healthy and Cariou Tissue," vol. 2010, 270729, 2010, doi: 10.1155/2010/270729.
- [58] B. T. Amaechi, "Photothermal Radiometry and Modulated Luminescence: The Canary System," in *Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 177–186.
- [59] R. L. Smith, "A review of potential new diagnostic modalities for caries lesions," *Clin. Orthop. Relat. Res.*, vol. 83, pp. 89–94, 2004, doi: 10.1097/01.blo.0000144980.80654.bd.
- [60] D. Fried, "Optical Coherence Tomography for Imaging Dental Caries," in *Detection and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 199–208.
- [61] F. Ç. Yanıkoğlu and D. Tağtekin, "Use of Ultrasound for Caries Detection," in *Detection*

- and Assessment of Dental Caries: A Clinical Guide*, A. Ferreira Zandona and C. Longbottom, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 209–216.
- [62] V. Yang *et al.*, "Thermal Imaging of Root Caries In Vivo," *Dent. Res.*, vol. 99, no. 13, pp. 1502–1508, 2020, doi: 10.1177/0022034520951157.
- [63] Z. Wang *et al.*, "Applications of fluorescence lifetime imaging in clinical medicine," *Innov. Opt. Heal. Sci.*, vol. 11, no. 1, 1830001, 2018, doi: 10.1142/S179354581830001X.
- [64] R. Ramakrishnaiah *et al.*, "Applications of Raman spectroscopy in dentistry: Analysis of tooth structure," *Appl. Spectrosc. Rev.*, vol. 50, no. 4, pp. 332–350, 2015, doi: 10.1080/05704928.2014.986734.
- [65] E. Yakubu, B. Li, Y. Duan, and S. Yang, "Full-scale Raman imaging for dental caries detection," *Biomed. Opt. Express*, vol. 9, no. 12, 6009, 2018, doi: 10.1364/boe.9.006009.
- [66] A. D. Arco, M. Di Fabrizio, V. Dolci, M. Petrarca, and S. Lupi, "THz Pulsed Imaging in Biomedical Applications," *Condens. Matter*, vol. 5, no. 2, 25, 2020, doi: 10.3390/condmat5020025.
- [67] R. Chandra, H. Zhou, I. Balasingham, and R. M. Narayanan, "On the Opportunities and Challenges in Microwave Medical Sensing and Imaging.," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, no. 7, pp. 1667–1682, 2015, doi: 10.1109/TBME.2015.2432137.
- [68] G. Ruvio, A. Cuccaro, R. Solimene, A. Brancaccio, B. Basile, and M. J. Ammann, "Microwave bone imaging: a preliminary scanning system for proof-of-concept," *Healthc. Technol. Lett.*, vol. 3, no. 3, pp. 218–221, 2016, doi: 10.1049/htl.2016.0003.
- [69] J. J. Mohr and T. Rubæk, "Experimental Systems," in *An Introduction to Microwave Imaging for Breast Cancer Detection*, 1st ed., R. C. Conceição, J. J. Mohr, and M. O'Halloran, Eds. Cham, Switzerland: Springer International Publishing, 2016, pp. 131–140.
- [70] E. C. Fear, J. Bourqui, C. Curtis, D. Mew, B. Docktor, and C. Romano, "Microwave Breast Imaging With a Monostatic Radar-Based System: A Study of Application to Patients," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 61, no. 5, pp. 2119–2128, 2013, doi: 10.1109/TMTT.2013.2255884.
- [71] A. Fhager, S. Candefjord, M. Elam, and M. Persson, "Microwave Diagnostics Ahead: Saving Time and the Lives of Trauma and Stroke Patients," *IEEE Microw. Mag.*, vol. 19, no. 3, pp. 78–90, 2018, doi: 10.1109/MMM.2018.2801646.
- [72] R. Scapatucci, M. Bjelogrić, J. A. Tobon Vasquez, F. Vipiana, M. Mattes, and L. Crocco, "Microwave Technology for Brain Imaging and Monitoring: Physical Foundations, Potential and Limitations," in *Emerging Electromagnetic Technologies for Brain Diseases Diagnostics, Monitoring and Therapy*, L. Crocco, I. Karanasiou, M. L. James, and R. C. Conceição, Eds. Cham: Springer International Publishing, 2018, pp. 7–35.
- [73] B. Khalesi, B. Sohani, N. Ghavami, M. Ghavami, S. Dudley, and G. Tiberi, "Free-Space Operating Microwave Imaging Device for Bone Lesion Detection: A Phantom Investigation," *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 19, no. 12, pp. 2393–2397, 2020, doi: 10.1109/LAWP.2020.3034039.
- [74] K. C. Santos, C. A. Fernandes, and J. R. Costa, "A study on the sensitivity of microwave imaging for detecting small-width bone fractures," in *2021 15th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP)*, 2021, pp. 1–4, doi: 10.23919/EuCAP51087.2021.9411065.
- [75] P. M. Meaney *et al.*, "Clinical Microwave Tomographic Imaging of the Calcaneus: A First-

- in-Human Case Study of Two Subjects," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 59, no. 12, pp. 3304–3313, 2012, doi: 10.1109/TBME.2012.2209202.
- [76] B. Amin, A. Shahzad, M. O'Halloran, and M. A. Elahi, "Microwave Bone Imaging: A Preliminary Investigation on Numerical Bone Phantoms for Bone Health Monitoring," *Sensors*, vol. 20, no. 21, p. 6320, 2020, doi: 10.3390/s20216320.
- [77] N. K. Nikolova, "Microwave Biomedical Imaging," in *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering*, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2014, pp. 1–22.
- [78] D. Lee, D. Nowinski, and R. Augustine, "A UWB sensor based on resistively-loaded dipole antenna for skull heating on cranial surgery phantom models," *Microw. Opt. Technol. Lett.*, vol. 60, no. 4, pp. 897–905, 2018, doi: <https://doi.org/10.1002/mop.31077>.
- [79] I. Foundation, "Dielectric Properties - IT'IS Foundation." <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/> (accessed Mar. 10, 2022).
- [80] IFAC NirEmf, "Dielectric Properties of Body Tissues." Acedido em: 03/2022. Disponível em: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.php>
- [81] Y. Nikawa, "Medical and dental diagnosis using millimeter-waves," in *2005 Asia-Pacific Microwave Conference Proceedings*, 2005, vol. 1, pp. 3–4, doi: 10.1109/APMC.2005.1606237.
- [82] T. Takeyama and Y. Nikawa, "Change of electromagnetic field distribution in millimeter waves by dental caries appearance," in *2010 Asia-Pacific Microwave Conference*, 2010, pp. 1372–1375.
- [83] M. Papezova and D. Faktorova, "Microwave propagation in tooth and dental defect," *CBU Int. Conf. Proc.*, vol. 4, pp. 658–661, 2016, doi: 10.12955/cbup.v4.828.
- [84] E. Porter, A. La Gioia, S. Salahuddin, A. Shahzad, M. A. Elahi, and M. O'Halloran, "Minimum reporting requirements for dielectric property measurements of biological tissues," *IET Conf. Publ.*, vol. 2018, no. CP741, 2018, doi: 10.1049/cp.2018.0925.
- [85] A. Peyman, C. Gabriel, and E. H. Grant, "Complex permittivity of sodium chloride solutions at microwave frequencies," *Bioelectromagnetics*, vol. 28, no. 4, pp. 264–274, 2007, doi: 10.1002/bem.20271.
- [86] B. L. Oliveira, D. O'Loughlin, M. O'Halloran, E. Porter, M. Glavin, and E. Jones, "Microwave Breast Imaging : Experimental tumour phantoms for the evaluation of new breast cancer diagnosis systems," *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 4, no. 2, p. 025036, 2018, doi: 10.1088/2057-1976/aaaaff.
- [87] P. M. Meaney, C. J. Fox, S. D. Geimer, and K. D. Paulsen, "Electrical Characterization of Glycerin: Water Mixtures: Implications for Use as a Coupling Medium in Microwave Tomography," *IEEE Trans Microw Theory Tech*, vol. 65, no. 5, pp. 1471–1478, 2017, doi: 10.1109/TMTT.2016.2638423.
- [88] Sigma-Aldrich, "Sigma-Aldrich." Acedido em: 03/2022. Disponível em: <https://www.sigmaaldrich.com/PT/en/product/sial/x100>. (Consultado em 8/03/2022).
- [89] J. Hwang *et al.*, "Molecular assessment of collagen denaturation in decellularized tissues using a collagen hybridizing peptide," *Acta Biomater.*, vol. 53, pp. 268–278, 2017, doi: 10.1016/j.actbio.2017.01.079.
- [90] E. Vranic, A. Lacevic, A. Mehmedagic, and A. Uzunovic, "Formulation ingredients for toothpastes and mouthwashes," *Bosn. J. Basic Med. Sci.*, vol. 4, no. 4, pp. 51–58, 2004.
- [91] J. S. Bobowski and T. Johnson, "Permittivity measurements of biological samples by an open-ended coaxial line," *Prog. Electromagn. Res. B*, vol. 40, no. 40, pp. 159–183, 2012,

doi: 10.2528/PIERB12022906.

- [92] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2251–2269, 1996, doi: 10.1088/0031-9155/41/11/002.
- [93] E. Porter and M. O. Halloran, "Investigation of Histology Region in Dielectric Measurements of Heterogeneous Tissues," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 65, no. 10, pp. 5541–5552, 2017, doi: 10.1109/TAP.2017.2741026.
- [94] D. Investigation, O. Coaxial, and C. Aydinalp, "Towards Non-Invasive Diagnosis of Skin Cancer: Sensing Depth Investigation of Open-Ended Coaxial Probes," *Sensors*, vol. 21, no. 4, 1319, 2021, doi: <https://doi.org/10.3390/s21041319>.
- [95] E. C. Fear, "Microwave imaging of the breast," *Technol. Cancer Res. Treat.*, vol. 4, no. 1, pp. 69–82, 2005, doi: 10.1177/153303460500400110.
- [96] J. Gomez, "Detection and diagnosis of the early caries lesion," *BMC Oral Health*, vol. 15, S3, 2015, doi: 10.1186/1472-6831-15-S1-S3.



## INFORMAÇÃO COMPLEMENTAR

Neste anexo é apresentado o protocolo de recolha de dados estabelecido com a clínica Maló Dental (A.1), bem como são listadas as especificações introduzidas no ambiente de simulação do CST, para a avaliação numérica da influência da quantidade do meio de acoplamento presente entre a sonda e objeto de estudo nas propriedades dielétricas estimadas com recurso a meios de acoplamento (A.2).

### A.1 Formulário para submissão de Estudos Clínicos

**Título do Estudo:** Estudo exploratório do uso de Imagem por Micro-ondas para deteção de cáries dentárias e monitorização de implantes dentários

**Locais da investigação:** MALO DENTAL LISBOA; Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

**Investigador Coordenador da MALO DENTAL LISBOA:** Dr. Paulo Maló

**Promotores:** Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

**Data do protocolo:** 6/7/2021

**Tipo de estudo:** Observacional sem intervenção

**Descrição da contribuição do projecto:** O diagnóstico da cárie dentária pode ser complementado com a imagem por Raio-X que, embora forneça um diagnóstico mais objetivo e revele as cáries ocultas, recorre à radiação ionizante, que pode causar danos biológicos a tecidos humanos. O Raio-X é também utilizado para monitorizar a evolução de cada paciente após a colocação de um implante, em particular para verificar a posição e o efeito da cabeça do implante em contacto com a cavidade oral. Neste trabalho, pretendemos comparar (*benchmark*) resultados obtidos por raio-X versus com tecnologia por micro-ondas e estudar a viabilidade da utilização de Imagem por Micro-ondas para a deteção de cárie dentária e monitorização de implantes dentários.

**Descrição do projecto:** A cárie dentária é uma das doenças crónicas mais prevalentes em todo o mundo, afetando entre 60 a 90% de crianças em idade escolar e a quase totalidade da população adulta, na maioria dos países industrializados [1]. A deteção precoce de cárie dentária reduz a perda irreversível da estrutura do dente e, assim, resulta no aumento dos

custos e o tempo de tratamento necessários para a restauração dos dentes e consequente saúde oral [2].

Habitualmente, o diagnóstico da cárie é estabelecido com base na inspeção visual e sensação tátil e complementado com a imagem por Raio-X (imagem periapical e/ou panorâmica) que, embora forneça um diagnóstico mais objetivo e revele as cáries ocultas [2,3], não consegue detetar a cárie no seu estágio inicial de desenvolvimento [2] e recorre à radiação ionizante, prejudicial a tecidos humanos [3]. Assim, é aconselhável minimizar a utilização desta técnica.

Aquando da implantação de um implante na cavidade oral, os pacientes devem ser sujeitos a uma monitorização do implante e do osso com uma frequência de 6 meses para verificar a condição do osso para evitar perda de óssea excessiva (situações de reabsorção óssea e inflamação). O Raio-X é actualmente utilizado com este fim, porém tende a detectar situações mais avançadas de perda óssea, havendo a necessidade clínica de conseguir avaliar a saúde do osso e como este se está a adaptar ao osso de forma precoce e com maior sensibilidade e precisão.

No presente trabalho, pretende-se avaliar a viabilidade da utilização de Imagem por Micro-ondas, para a detecção de cáries dentárias e para a avaliação óssea aquando da colocação de implantes, que é uma técnica de imagem emergente, não invasiva e de baixo custo, que tem vindo a ser estudada para o diagnóstico do cancro da mama, detecção de acidente vascular cerebral e, recentemente, para a monitorização de osteoporose e detecção de fraturas em ossos. Para atingir o objetivo proposto será necessário:

A) Medição de propriedades dielétricas dos dentes saudáveis e com cárie, assim como de implantes (numa fase inicial, anterior à sua colocação e posteriormente poderemos fazer esta medição directamente na boca dos pacientes após implantação). Para este fim, será utilizado o equipamento composto pelo Network Analyser Agilent E5063A e slim-probe. Estes equipamentos serão usados no IBEB em fase inicial, posteriormente podemos trazê-los à clínica MALO DENTAL LISBOA;

B) Construção de modelos numéricos simplificados dos dentes com base nas propriedades dielétricas registadas e análise de imagens de raio-X/micro-CT, assim como digitalização a 3D (i.e. criação de STLs) com equipamento próprio na MALO DENTAL LISBOA, de dentes saudáveis e com cárie, consideraremos também a construção de modelos do maxilar e da mandíbula para o estudo sobre implantologia;

C) Simulação eletromagnética de sinais de micro-ondas e reconstrução de imagem a partir dos sinais simulados, com base nas ferramentas existentes no grupo de investigação;

D) Impressão 3D dos modelos construídos em B) para a validação experimental dos resultados obtidos em C). Para isso será utilizada a impressora 3D Form 3 da Formlabs;

E) Aplicação de técnicas de machine learning para a classificação de modelos de dentes saudáveis e com cáries, e para deteção de perdas ósseas aquando da colocação de um implante.

**Metodologia:** O trabalho será dividido nas seguintes partes:

- 1) Revisão da literatura sobre anatomia dentária e Imagem por Micro-ondas.
  - a. Revisão de artigos com estudos em osso
  - b. Revisão artigos com estudos em dentes noutras gamas de frequência, incluindo dentes de animais (ex. porco)
  - c. Pesquisa de repositórios CAD de dentes na literatura: imagens de raio-X ou micro-CT da boca, por exemplo para termos informação da envólvecia dos dentes.
- 2) Recolha e análise de imagens por raio-X de dentes saudáveis e com cárie.
- 3) Recolha e análise de dentes humanos que tenham sido extraídos, análise de implantes (na MALO DENTAL LISBOA, não recolheremos os materiais).
  - a. Medição de propriedades dielétricas (que são as propriedades estudadas na frequência de micro-ondas) dos dentes. Para este fim usaremos o equipamento composto pelo Network Analyser Agilent E5063A (frequência de DC a 18GHz), e uma sonda (slim probe).
- 4) Criação de modelos simplificados dos dentes, e do maxilar e/ou mandíbula onde estão inseridos: modelos numéricos (e eventualmente convertê-los para STL, para permitir impressão 3D), por forma a incluir a informação compilada nos pontos 2 e 3.
- 5) Simulação eletromagnética de sinais de micro-ondas utilizando ferramentas existentes no grupo de investigação e reconstrução de imagem a partir dos sinais simulados utilizando MATLAB.
- 6) Validação experimental dos resultados obtidos no ponto 5.
- 7) Avaliação dos modelos de dentes através de classificação – utilizando machine learning – entre dentes saudáveis e com cáries, e para deteção de perdas ósseas aquando da colocação de um implante.

**Participantes (Critérios de inclusão/exclusão):**

**Critérios de inclusão:**

- 1) Dentes permanentes saudáveis e dentes permanentes com cáries (se estes dentes tiverem outras doenças associadas, estas deverão ser documentadas)
- 2) Implantes que estejam prontos a ser colocados na cavidade oral.

**Critérios de exclusão:**

- 1) Dentes de leite
- 2) Dentes com restauro

**Amostra:**

50 exames de raio-X (e/ou micro-CT) e 50 dentes extraídos saudáveis ou com cárie. A amostra foi calculada tendo em vista observar a variabilidade existente nos dentes. No decorrer do estudo poderá ser necessário estabelecer um número mínimo consoante o tipo de dente, e poderemos vir a aumentar o número de dentes a incluir.

Número de implantes a ser medidos dependerão de resultados iniciais, e iremos definir o número necessário aquando de uma re-avaliação.

**Duração do estudo:**

Até ser recolhida a amostra de participantes pretendida.

**Ética e regulamentos aplicáveis:**

Este estudo será conduzido de acordo com o seu protocolo e cumprindo a Declaração de Helsínquia, as boas práticas clínicas e todos os regulamentos e leis aplicáveis.

**Encargos & Financiamento:**

Não existem encargos associados uma vez que estamos a utilizar imagens e dentes extraídos já incluídos no tratamento normal de um paciente. No caso dos implantes, apenas faremos quaisquer medições no local.

**Aspectos éticos:**

Os exames e relatórios, assim como dentes extraídos fornecidos serão anonimizados e não teremos acesso a nenhuma informação sobre a identidade dos participantes da pesquisa.

As informações recolhidas durante este estudo serão mantidas em sigilo, e ninguém - a não ser a equipa de investigadores - poderá aceder às mesmas. Qualquer informação sobre os participantes será identificada com um código em vez do nome. Nenhuma informação será partilhada nem entregue a ninguém, excepto ao médico e / ou à equipa médica que seguem os pacientes envolvidos no estudo.

**Equipa:**

Dr. Paulo Maló, MALO DENTAL LISBOA

Dra. Andreia Rodrigues, MALO DENTAL LISBOA

Raquel Conceição, PhD, Professor Auxiliar, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa (FCUL)

Daniela Marques Godinho, aluna de doutoramento, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa (FCUL)

Ana Catarina Domingos Pelicano, aluna de doutoramento, Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa (FCUL)

Mariya Berezanska, aluna de mestrado da Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa (FCT-UNL) e Instituto de Biofísica e Engenharia Biomédica, Faculdade de Ciências, Universidade de Lisboa (FCUL)

Papel de cada um dos intervenientes no estudo: A professora Raquel Conceição é a investigadora principal neste estudo. O Dr. Paulo Maló e Dra. Andreia Rodrigues são os investigadores da MALO DENTAL LISBOA, estando responsáveis por recrutar os pacientes e fazer uma primeira análise das imagens e recolha de dentes extraídos. A professora Raquel Conceição e a aluna de doutoramento Daniela Godinho desenharam o presente estudo. A Daniela Godinho, Ana Catarina Pelicano e Mariya Berezanska são alunas de doutoramento e mestrado supervisionados pela Professora Raquel Conceição. A Professora Raquel Conceição e os seus estudantes são responsáveis por criar os modelos numéricos dos dentes, assim como os modelos físicos 3D dos dentes e também o protótipo de um equipamento médico para

imagem por micro-ondas. Estão disponíveis todas as condições materiais para desenvolver o estudo previsto, desde software (por exemplo, IDE Spyder, MATLAB) e hardware (computadores, VNA, impressora 3D, e todos os consumíveis associados).

### Referências Bibliográficas:

1. Petersen, P.E.; Bourgeois, D.; Ogawa, H.; Estupinan-Day, S.; Ndiaye, C. The global burden of oral diseases and risks to oral health. *The global burden of oral diseases and risks to oral health 2005*, 83, 661-669.
2. Yılmaz, H.; Keleş, S. Recent Methods for Diagnosis of Dental Caries in Dentistry. *Recent Methods for Diagnosis of Dental Caries in Dentistry 2018*, 19, 1-8.
3. Pitts, N.B.; Zero, D.T.; Marsh, P.D.; Ekstrand, K.; Weintraub, J.A.; Ramos-Gomez, F.; Tagami, J.; Twetman, S.; Tsakos, G.; Ismail, A. Dental Caries. *Dental Caries 2017*, 3.

### Autores:

Raquel Cruz da Conceição

Paulo Maló

Daniela Marques Godinho

## A.2 Parâmetros da simulação

A simulação da interação de uma sonda idêntica à *Slim form probe* (Keysight) com objetos heterogêneos, descrita na secção 6.2.6.1, foi conduzida recorrendo à ferramenta *Transient Solver* do CST, com as seguintes especificações:

- A fonte de sinal eletromagnético foi posicionada sobre a extremidade superior da sonda;
- Ao *background material*, isto é, ao material que rodeia a geometria modelada, foram atribuídas propriedades dielétricas do ar;
- Para a condição de fronteira foi definida "*open boundary condition*";
- Para a *accuracy* foram definidos -60 dB.
- O tamanho máximo das células da malha foi definido como  $\lambda / 50$ , onde  $\lambda$  corresponde ao menor comprimento de onda simulado. Adicionalmente, foi imposto um *volume refinement* de 0,01 mm numa extensão de 1 mm em torno da interface entre as duas camadas. Esta definição tinha por objetivo assegurar a existência de, pelo menos, 5 células na geometria mais pequena do modelo, sem aumentar excessivamente o tempo de simulação, na sequência da criação de uma malha muito fina.





2022

MARIYA BEREZHANSKA

ESTUDO EXPLORATÓRIO DO USO DE IMAGEM POR  
MICRO-ONDAS PARA DETEÇÃO DE CÁRIES DENTÁRIAS