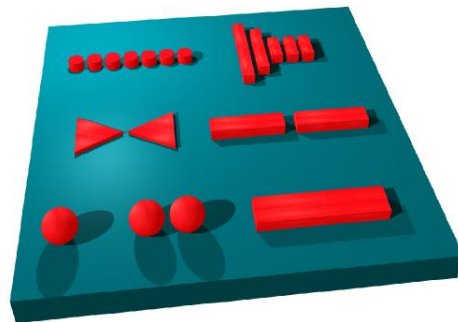




TÉCNICO
LISBOA

academia
militar **MI**



Efeito da inclusão das nanoantenas óticas no aumento da sensibilidade dos biossensores

Rodolfo Costa Gomes Rodrigues

Dissertação para obtenção do Grau Mestre em

Engenharia Eletrotécnica e de Computadores

Orientadores: Professor Doutor António Carlos de Campos Simões Baptista

Professora Doutora Maria João Marques Martins

Júri

Presidente: Professor Doutor Francisco André Corrêa Alegria

Orientador: Professor Doutor António Carlos de Campos Simões Baptista

Vogal: Professor Doutor Carlos Alberto Ferreira Fernandes

Dezembro de 2021

Eu declaro que este documento é um trabalho original da minha autoria que
respeita todos os requisitos do código de conduta e boas práticas

Universidade de Lisboa

Agradecimentos

A realização desta dissertação de mestrado só foi possível graças a todos os que me apoiaram durante a realização da mesma pelo merecem, no mínimo, um agradecimento da minha parte.

Em primeiro lugar gostaria de agradecer à Academia Militar pela excelente oportunidade que oferece a todos os seus alunos, formando-os com as melhores capacidades, para que estejam aptos para servir o país durante as suas carreiras.

Gostaria também de agradecer ao Instituto Superior Técnico pelo enorme contributo para a minha formação.

Agradeço também aos orientadores, Professor Doutor António Carlos de Campos Simões Baptista, Professora Doutora Maria João Marques Martins e Professor Doutor João Paulo Neto Torres, pelo apoio durante a realização desta dissertação.

Aos camaradas do meu curso pelos bons momentos que passamos juntos durante a nossa formação durante a Academia.

Um agradecimento especial aos meus grandes amigos Luís Pires e Ana Carolina Borralho, companheiros de muitas noites de trabalho que estiveram sempre dispostos a apoiar, mesmo nos momentos mais difíceis.

Por fim quero deixar um enorme agradecimento à minha família, pelo apoio incondicional, pois, nada disto seria possível sem o vosso apoio, sem dúvida que foram os mais importantes na minha formação pessoal.

Resumo

Os desenvolvimentos na área da tecnologia nanométrica têm proporcionado grandes avanços no conhecimento e na ciência. A utilização de dispositivos de dimensões bastante reduzidas como as nanoantenas permite criar sistemas simples com bastante utilidade, de forma prática e com um custo bastante reduzido, como por exemplo todo o tipo de sensores e biossensores[1]. Este relatório tem como objetivo o estudo do comportamento de sistema que inclui uma nanoantena e um biossensor.

Numa primeira fase é estudada a estrutura composta por um dielétrico de silício e por elementos metálicos de ouro, alumínio e platina. Posteriormente são adicionados a esta estrutura as camadas da pele com o objetivo de estudar o comportamento do campo elétrico quando este as atravessa.

Os resultados das simulações são obtidos através do programa COMSOL Multiphysics, e os dados são processados através do MATLAB.

Palavras-chave

Nano antenas Óticas; Biossensores, frequência cardíaca, parâmetros vitais

Abstract

Developments in the area of nanometric devices have provided great advances in knowledge and science. The use of devices with small dimensions such as nano-antennas allows to create simple systems with great utility, in a practical way and at a very low cost, such as all types of sensors and biosensors[1]. This report introduces a study of the behaviour of system including a nanoantenna and a biosensor.

To begin, the structure studied is composed by a silicon dielectric and metallic elements like gold, aluminium or platinum. After that, will be added to the structure 3 skin layers with the objective of studying de behaviour of the electric field when it goes through the layers.

The simulation results are acquired using COMSOL Multiphysics, and de data is processed using MATLAB.

Keywords

Optical Nano Antennas, Biosensors, heart rate, blood pressure, Vital Signs;

Índice

Agradecimentos.....	iii
Resumo	iv
Abstract	v
Índice	vi
Índice de figuras	viii
Índice de tabelas	x
Siglas e Acrónimos.....	xi
1 Introdução	1
1.1 Enquadramento e definição do problema	1
1.2 Motivação e Objetivos.....	2
1.3 Organização da Dissertação.....	3
2 Estado da Arte	4
2.1 Introdução	4
2.2 Parâmetros Biométricos.....	5
2.3 Métodos de medição da pulsação e saturação de oxigénio.....	6
2.3.1 Métodos invasivos	7
2.3.2 Métodos não invasivos	7
2.3.3 Localização do Sensor Biométrico	10
2.4 Nano antenas.....	11
2.4.1 Antenas óticas existentes.....	11
2.4.2 Transmissão ótica extraordinária	13
2.4.3 Sensibilidade das antenas.....	13
2.5 Plasmões superficiais	14
2.6 Propriedades dos SPR.....	14
2.7 Propriedades dos LSPR.....	15
3 Fundamentos da oximetria	16
3.1 Introdução	16
3.2 Fundamentos teóricos.....	17
3.3 Modelo de Lambert-Beer	18
3.4 -Limitações da oximetria	20
3.5 Propriedades Óticas da Pele	21
4 Resultados	25
4.1 Estudo das Cutlines	26

4.2	Elementos metálicos retangulares	30
4.3	Elementos metálicos circulares	33
4.4	Elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares	35
4.5	Elementos metálicos retangulares conjugados com circulares	37
4.6	Otimização dos resultados numéricos	39
4.7	Estudo o modelo real	41
5	Conclusões	48
5.1	Introdução	48
5.2	Considerações Finais.....	48
5.3	Contribuições originais.....	49
5.4	Perspetivas futuras	50
	Referências bibliográficas	51

Índice de figuras

Figura 1 - Exemplo de um esfigmomanómetro	6
Figura 2 - Tipologias de funcionamento dos oxímetros, por transmissão (à esquerda), e por reflexão (à direita)[8]	8
Figura 3 - Oxímetro onde são mostrados os parâmetros da oxigenação do sangue e da frequência cardíaca	9
Figura 4 - Componentes do sinal que constituem o pulso cardíaco[14]	9
Figura 5 - Antena monopolo com um sonda NSOM[16]	12
Figura 6 - Vários tipos de antenas dipolos[17]	12
Figura 7 - Esquema dum uma antena Yagi-Uda de 5 elementos[20]	13
Figura 8 - Princípio do SPR	15
Figura 9 - Princípio do LSRP	15
Figura 10 - Coeficiente de extinção molar das componentes da hemoglobina [6]	17
Figura 11 - Comportamento da luz quando atravessa um meio com diferente índice de refração, adaptado de [30]	22
Figura 12 - Espectro de extinção molar para a hemoglobina oxigenada e desoxigenada [31][32][33]	23
Figura 13 - Espectro de absorção da água[31][32][34]	24
Figura 14 - Espectro de absorção da melanina (eumelanina e feomelanina)[35][36]	24
Figura 15 - Esquema de representação do modelo utilizado no COMSOL Multiphysics	26
Figura 16 - Representação da localização das <i>cutlines</i> durante a simulação	27
Figura 17 - Intensidade da radiação recebida de acordo com a localização da <i>cutline</i>	27
Figura 18 - Intensidade da radiação recebida de acordo com a localização da <i>cutline</i> em pormenor	28
Figura 19 - Esquemas de arranjo dos elementos metálicos utilizados durante as simulações ..	29
Figura 20 - Esquemas de arranjo dos elementos metálicos utilizados durante as simulações representados de forma detalhada	30
Figura 21 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em ouro	30
Figura 22 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em platina	31
Figura 23 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em alumínio	31
Figura 24 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em ouro	33
Figura 25 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em platina	33
Figura 26 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em alumínio	34
Figura 27 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em ouro	35
Figura 28 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em platina	35
Figura 29 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em platina	36
Figura 30 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com circulares em ouro	37
Figura 31 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos	

retangulares conjugados com circulares em platina	37
Figura 32 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com circulares em alumínio	38
Figura 33 - Malha utilizada inicialmente, gerada automaticamente pelo COMSOL	39
Figura 34 - Malha gerada automaticamente pelo COMSOL observada num ponto afastado da fonte de emissão.....	40
Figura 35 - Malha definida manualmente no COMSOL	40
Figura 36 - Comparação entre o campo elétrico recebido à entrada da camada da derme para uma malha automática e para uma malha manual	41
Figura 37 - Esquema da organização das camadas do modelo real.....	42
Figura 38 – estudo cutlines modelo real (gráfico logarítmico)	43
Figura 39 - Resultados da simulação cutline epiderme para um individuo caucasiano	44
Figura 40 - Resultados da simulação cutline derme para um individuo caucasiano	44
Figura 41 - resultados da simulação cutline hipoderme para um individuo caucasiano.....	45
Figura 42 - Resultados da simulação cutline epiderme para um individuo africano.....	45
Figura 43 - Resultados da simulação cutline derme para um individuo africano.....	46
Figura 44 - Resultados da simulação cutline hipoderme para um individuo africano.....	46

Índice de tabelas

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens da localização do sensor	10
Tabela 2 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos....	32
Tabela 3 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos....	34
Tabela 4 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos....	36
Tabela 5 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos....	38
Tabela 6 - Dados da simulação relativamente à pessoa caucasiana (fase cardíaca - sístole) ..	42
Tabela 7 - Dados da simulação relativamente à pessoa caucasiana (fase cardíaca - diástole)	42
Tabela 8 - Dados da simulação relativamente à pessoa africano (fase cardíaca - sístole)	42
Tabela 9 - Dados da simulação relativamente à pessoa africano (fase cardíaca - sístole)	43

Siglas e Acrónimos

EOT	Extraordinary Optical Transmission
IV	Infravermelhos
LDOS	<i>Local density of Electromagnetic States</i>
NSOM	Nearfield Scanning Optical Microscopy
RF	Radiofrequência
SPP	Surface Plasmon Polarization
UV	UltraVioleta
LSPR	Local Surface Plasmon Ressonant
SPR	Surface Plasmon Ressonant

Capítulo 1

1 Introdução

Neste capítulo é apresentada uma visão geral sobre o trabalho de modo a introduzir o tema deste trabalho ao leitor. Neste capítulo, apresentam-se também o enquadramento, os objetivos e a motivação que levaram à realização desta dissertação. Por fim é delineada a estrutura da tese.

1.1 Enquadramento e definição do problema

Desde o início da existência do ser humano que nos fascinamos com o poder da luz. Devido à evolução tecnológica a luz deixou de servir meramente para iluminar a escuridão, como era usual nos nossos antepassados ao fazerem uso de tochas para iluminar as cavernas. Hoje em dia a luz tem um papel fundamental no nosso quotidiano, desde as funções mais básicas, como iluminar ruas e habitações durante a noite, às aplicações que mudaram o mundo, como o estabelecimento de uma rede global de comunicações ou as mais diversas aplicações na área da medicina.

A evolução da ciência tem gerado grandes descobertas e inovações na área da nanotecnologia, permitindo a descoberta de novos produtos, melhores e mais eficazes. Dentro destes produtos incluem-se os dispositivos optoelectrónicos, como as nanoantenas ou antenas óticas com cada vez mais aplicações na área da medicina, contribuindo para o desenvolvimento da denominada nanomedicina.

A nanomedicina uma subárea da medicina que surge com o objetivo de impulsionar os avanços das aplicações da nanotecnologia na área da medicina tradicional. Os aparelhos baseados em nanotecnologia têm diversas aplicações para auxílio no diagnóstico e tratamento de pacientes através de técnicas menos intrusivas ou até mesmo não intrusivas, o que não era possível com as tecnologias anteriores. A utilização de dispositivos baseados em nanotecnologia facilita a obtenção de dados devido à sua praticabilidade face a tecnologias mais antigas.

Tomando como exemplo a medição da frequência cardíaca, para realizar esta tarefa necessitamos de ter um esfigmomanómetro para o fazer. Este aparelho é o indicado para uso medicinal pois é fiável, preciso e fácil de usar, no entanto tem a desvantagem de não permitir efetuar leituras constantemente em tempo real e de forma prática a um paciente, ao contrário de um dispositivo baseado em nanotecnologia que permite acompanhar o paciente e monitorizar constantemente e em tempo real, a frequência cardíaca do paciente e outros parâmetros relevantes. As vantagens que os dispositivos nanotecnológicos trazem são notórias em diversas áreas onde a monitorização em tempo real é não só útil como extremamente necessária.

Uma das áreas onde estes dispositivos nanotecnológicos têm um elevado impacto é no ambiente militar. Estes dispositivos, baseados em nanotecnologia, são bastante úteis nesta área, tendo em conta que os militares destacados nos teatros de operações são sujeitos a condições quer ambientais quer comportamentais, ao lidarem com diferentes situações de risco, muito diferentes daquelas a que estão habituados em Território Nacional. Assim, devido à natureza do trabalho de um militar, à elevada intensidade física e à sujeição a ambientes adversos, a monitorização dos soldados é de extrema importância, para salvaguardar a saúde dos mesmos permitindo que em caso de necessidade estes sejam assistidos o mais rapidamente possível. Contribui-se assim para uma otimização do desempenho das forças destacadas, nomeadamente evitando baixas desnecessárias nas forças militares. Estes dispositivos são, no entanto, úteis tanto em ambientes de cenário real, no caso de missões em que os militares estejam destacados para desempenhar as suas funções, como em ambientes de simulação, onde os militares estão em formação/aprontamento ou durante a realização de cursos onde as capacidades físicas dos militares sejam exploradas até ao limite. Em ambos os casos estes dispositivos têm como objetivo principal, monitorizar, de forma permanente, o estado físico dos militares.

1.2 Motivação e Objetivos

A perspetiva da realização desta dissertação tem aplicabilidade não só em contexto civil como também em contexto militar, como foi referido no enquadramento e definição do problema. Nos dias de hoje a nanotecnologia está implementada nas mais diversas áreas. No caso da medicina temos os biossensores que são bastante utilizados na obtenção e transmissão de dados biométricos e na

deteção não invasiva de doenças. Uma das vantagens que estes novos dispositivos tecnológicos trazem é a construção de biossensores cada vez mais sensíveis, tornando a deteção não invasiva de doenças cada vez mais fácil.

A escolha deste tema tem fundamento numa perspetiva futurista, de interesse, não só pessoal, mas para qualquer ramo das forças armadas e, em especial, para o Exército Português.

Uma das possíveis aplicações desta tecnologia será criar um sistema de monitorização de pessoas (civis ou militares), com o objetivo de pré-diagnosticar sintomas que indiquem a possibilidade de existência de doenças ou deficiências no funcionamento do sistema cardiorrespiratório, através do uso de um do biossensor baseado em nanotecnologia, que analisa em tempo real os parâmetros vitais dos seus utilizadores.

Esta dissertação tem como objetivo: estudar e simular o comportamento (aumento de sensibilidade) de uma nanoantena ótica quando esta é associada a um biossensor, com o objetivo de medir parâmetros vitais dos seus utilizadores.

1.3 Organização da Dissertação

Esta dissertação encontra-se organizada da seguinte forma:

- **Capítulo 1 – Introdução.** Neste capítulo irão ser abordados o enquadramento geral do tema das nanoantenas óticas no mundo atual da tecnologia, tendo especial interesse a aplicação na monitorização de pacientes civis ou militares. Também são abordados neste capítulo os objetivos e motivação, finalizado com a organização da estrutura da tese
- **Capítulo 2 – Estado da Arte.** Neste capítulo irão ser abordados os temas que estão diretamente relacionados com o objetivo desta dissertação. Os principais focos serão relacionados com as antenas óticas de fendas e suas aplicações e a análise dos parâmetros biométricos do ser humano.
- **Capítulo 3 – Fundamentos da oximetria.** Neste capítulo serão estudados os fundamentos da oximetria, demonstrando toda a base teórica do funcionamento de um oxímetro.
- **Capítulo 4 – Resultados.** Neste capítulo são estudados e simulados os casos de estudo propostos com o objetivo de dimensionar a antena para obter o melhor desempenho. Todos os resultados são obtidos com recurso a simulações através do COMSOL.
- **Capítulo 5 – Conclusões.** Neste capítulo serão apresentadas todas as conclusões obtidas com a realização da tese e algumas das perspetivas para trabalho futuro

Capítulo 2

2 Estado da Arte

2.1 Introdução

O trabalho que se pretende realizar é a simulação de um sistema, utilizando sinais nas frequências óticas, que permite a medida de alguns parâmetros em tecidos biológicos, no nosso caso na pele humana. A realização deste estudo necessita, de uma aprendizagem teórica dos conceitos relacionados com a anatomia do corpo humano, mais especificamente da pele e do sistema circulatório e da sua interação com os sinais óticos. Por outro lado, a sensibilidade do sistema de medida pode ser melhorada através da introdução de nanoantenas, pelo que se estuda o comportamento das nanoantenas e a sua otimização de forma a que estas garantam a máxima sensibilidade na parte de deteção ótica do sistema de medida.

Neste capítulo será apresentada a revisão do estado da arte, abordando os temas de relevo para o desenvolvimento desta tese.

2.2 Parâmetros Biométricos

A biometria [bio(vida) + metria(medida)] é o estudo e a medida das características físicas e comportamentais dos seres vivos. Esta área tem assim diversas aplicações sendo que, a que nos interessa em particular é a biometria associada ao ser humano. Das diversas aplicações associadas à biometria, as mais conhecidas são a identificação criminal e o controlo de acessos, quer através de reconhecimento facial ou através das impressões digitais. Uma das aplicações da biometria que no mundo atual tem mais importância é, sem dúvida, a monitorização dos parâmetros vitais dos seres humanos, que permite ajudar os profissionais de saúde a compreender melhor o estado de saúde dos seus pacientes.

Antes da existência de sensores para a medição dos parâmetros biométricos, estes eram medidos de forma arcaica, e muitas vezes através do senso comum, colocando a mão na testa para determinar se está quente ou frio como é o caso da medição da temperatura corporal ou através da contagem do número de vezes que sentimos o sangue a percorrer as veias para medir a frequência cardíaca. Apesar de não existir registo de quem inventou o termómetro, existiram muitas tentativas, ao longo da história, de criar um aparelho que fosse sensível à temperatura, desde o ano 3 a.c. em que Philon de Bizâncio criou um aparelho sensível à variação térmica, passando por Galileo Galilei que, em 1592, construiu um termoscópio, não esquecendo o físico Daniel Fahrenheit que desenvolveu o termómetro de mercúrio, largamente utilizado nos últimos séculos, até à introdução de novas tecnologias como o termopar e o termómetro de infravermelhos. Quanto à medição da frequência cardíaca, também existem registos de que civilizações antigas já tentavam perceber como funcionava o coração, mas as descobertas mais significativas começaram após Willem Einthoven, pai da eletrocardiografia, ter criado o primeiro aparelho que media, de forma fidedigna, a frequência cardíaca. Posteriormente foi desenvolvido o esfigmomanómetro por Samuel Von Basch, que hoje em dia é um aparelho amplamente utilizado, pelos médicos e enfermeiros, nos hospitais, clínicas e centros de saúde a nível mundial. [2]



Figura 1 - Exemplo de um esfigmomanómetro

Estes são exemplos de apenas 2 parâmetros biométricos que podem ser medidos através de aparelhos específicos desenvolvidos para essa função em especial, mas existem outros também importantes para o nosso quotidiano.

Dentro dos parâmetros biométricos devemos mencionar um grupo especial constituído pelos denominados parâmetros vitais:

- Frequência cardíaca
- Frequência respiratória
- Pressão arterial
- Temperatura corporal

Estes parâmetros são indicadores das funções vitais e permitem avaliar o estado físico de um paciente. Devido à limitação temporal para a realização da dissertação, inicialmente teremos como objetivo estudar um medidor da frequência cardíaca e um oxímetro por serem bons indicadores do estado físico e do desgaste devido à sua dependência com a intensidade física[3].

2.3 Métodos de medição da pulsação e saturação de oxigénio

O sangue é responsável por transportar o oxigénio para as diferentes partes do nosso corpo, garantindo um fluxo vital para o ser humano. Quando a quantidade de oxigénio que chega às células for insuficiente, podem ocorrer problemas graves, colocando a vida de uma pessoa em risco. Deste

modo é fundamental monitorizar a frequência cardíaca e a saturação de oxigénio no sangue, quer de pessoas que sofram de problemas respiratórios, quer de pessoas que pratiquem atividades físicas de alta intensidade[4], [5].

2.3.1 Métodos invasivos

Os primeiros métodos utilizados para efetuar a medição da saturação de oxigénio no sangue eram baseados em técnicas de recolha invasivas, ou seja, nestes casos é necessário que seja retirado uma amostra de sangue à pessoa em questão e de seguida a amostra é analisada em laboratório, não se tratando de um caso em que seja possível ter uma leitura em tempo real para além de não ser, de todo, um método conveniente e prático[6].

2.3.2 Métodos não invasivos

A oximetria é a técnica que permite medir a saturação de oxigénio no sangue recorrendo a métodos óticos. Apesar de o sangue se encontrar no interior do corpo humano é possível determinar a sua saturação de oxigénio através de meio óticos.

Os métodos não invasivos são os mais utilizados e comercializados quer em ambiente profissional, como em hospitais e centros de alto rendimento, quer no lazer, na prática de exercício físico. A vantagem dos métodos não invasivos é o facto de proporcionar aos utilizadores uma monitorização continua e de forma prática. [10]

Os métodos não invasivos resumem-se essencialmente, a métodos espectrofotométricos. Estes fazem uso das propriedades óticas dos materiais, como a absorção e a reflexão, para determinar os constituintes de uma determinada amostra.

2.3.2.1 Modos de funcionamento de um oxímetro

Os locais onde a colocação de um oxímetro é mais comum é nos pulsos, nos dedos, no lóbulo das orelhas ou no peito. Estas zonas são preferíveis pelo facto de os vasos sanguíneos se localizarem perto da superfície da pele, ou pela afluência de sangue nessas zonas ser maior, sendo deste modo possível obter leituras da saturação do oxigénio no sangue e da frequência cardíaca com maior precisão.[7]

Os oxímetros podem ser classificados em dois tipos diferentes conforme a tipologia da interação com a luz, por transmissão ou por reflexão.

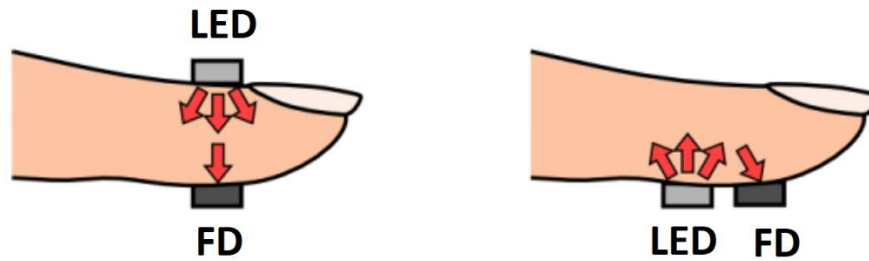


Figura 2 - Tipologias de funcionamento dos oxímetros, por transmissão (à esquerda), e por reflexão (à direita)[8]

A grande maioria dos equipamentos de oximetria hospitalares funcionam em modo de transmissão, neste esquema de montagem o LED envia uma onda eletromagnética e o fotodiodo mede a quantidade de luz recebida. Para este sistema funcionar é necessário que o LED esteja em alinhamento com o fotodiodo de modo a maximizar a quantidade de luz recebida já que este é um fator determinante da sensibilidade do sistema.

No caso dos oxímetros que funcionam por reflexão, o LED e o fotodiodo estão localizados do mesmo lado da pele e têm como objetivo medir a luz refletida pelos tecidos que compõem a pele. Este modo de operação permite que o LED e o fotodiodo possam ser colocados em quase qualquer parte do corpo. Em contrapartida surge um novo problema, se a distância entre o LED e o fotodiodo for pequena, a luz irá interferir diretamente com o LED. Caso a distância entre o LED e o fotodiodo seja demasiado grande, a intensidade da luz refletida pode ser inferior à sensibilidade do fotodiodo, deste modo é impossível analisar o sinal recebido.[9][10].

2.3.2.2 Fotopleetismografia

A fotopleetismografia é um método ótico que recolhe informação acerca das variações de volume de sangue em determinada região do corpo humano, este sinal é comumente recolhido através de um oxímetro. Na Figura 3 podemos observar um oxímetro comercializado, que está acessível a qualquer pessoa.



Figura 3 - Oxímetro onde são mostrados os parâmetros da oxigenação do sangue e da frequência cardíaca

O gráfico que resulta do registo desse sinal em função do tempo é denominado de pletismograma(PPG), e representa a variação da absorção da luz nos tecidos e no sangue. Com o aumento do fluxo de sangue ocorre a dilatação dos vasos sanguíneos o que interfere com o sinal recebido no fotodiodo. Como o diâmetro dos vasos sanguíneos é maior a atenuação da radiação também irá ser maior no caso da transmissão, no caso da reflexão a área de superfície do vaso sanguíneo é maior logo a intensidade da radiação refletida também será maior[12], [13].

A Figura 4 representa um sinal de onda típico da pulsação de uma pessoa.

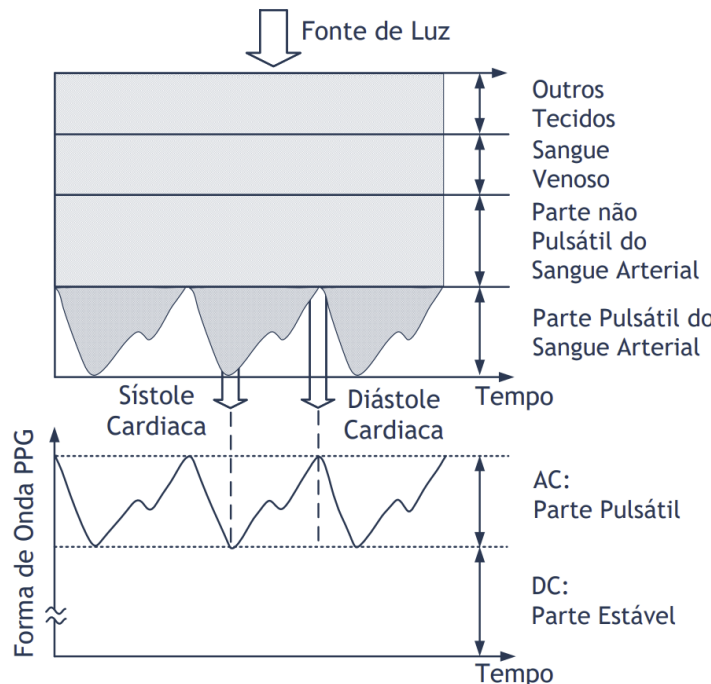


Figura 4 - Componentes do sinal que constituem o pulso cardíaco[14]

Devemos de ter em conta que esta imagem representa apenas um sinal genérico da pulsação de uma pessoa, a figura pode variar bastante de pessoa para pessoa especialmente com a idade e condições de saúde do paciente

2.3.3 Localização do Sensor Biométrico

Para desenvolver um dispositivo que efetue a medição da frequência cardíaca, primeiro é necessário determinar qual o local mais adequado para colocar esse sensor, visto que este recorre a fenómenos como a reflexão ou absorção do sangue para determinar a frequência cardíaca.

Como referido anteriormente as alternativas a ter em conta para a colocação do sensor são as seguintes:

- Colocar o sensor no dedo (dispositivo do tipo anel)
- Colocar o sensor no pulso (dispositivo do tipo pulseira)
- Colocar o sensor no peito (dispositivo do tipo banda, frequentemente utilizado por atletas de alta competição)

Na Tabela 1 encontram-se descritas as vantagens e desvantagens das diferentes propostas de localização mais adequadas para a colocação do sensor.

Localização	Vantagens	Desvantagens
Dedo	<ul style="list-style-type: none"> • Bastante prático em todos os casos de utilização 	<ul style="list-style-type: none"> • Muito suscetível a danos externos (quando usado por militares) • Necessidade de tornar o dispositivo compacto por forma a não incomodar o utilizador durante outras tarefas • Precisão Baixa
Pulso	<ul style="list-style-type: none"> • Bastante prático em todos os casos de aplicação 	<ul style="list-style-type: none"> • Precisão Média
Peito	<ul style="list-style-type: none"> • Precisão Alta • Protegido de danos externos (quando utilizados por militares) 	<ul style="list-style-type: none"> • Pouco prático caso seja necessário colocar e remover o dispositivo dos utilizadores

Tabela 1 - Vantagens e desvantagens da localização do sensor

Após a análise da Tabela 1, tendo em conta todas as vantagens e desvantagens, a colocação do sensor de medição da frequência cardíaca no pulso é a alternativa mais adequada para satisfazer as necessidades de todas as aplicações para o qual o medidor de frequência cardíaca será utilizado.

2.4 Nano antenas

As antenas são um elemento muito importante nos dias de hoje, são responsáveis por estabelecer as comunicações sem fios que estão presentes em praticamente todo o nosso quotidiano. As antenas são responsáveis por converter o campo elétrico numa onda que se propaga no espaço. A nanotecnologia é a ciência que estuda o comportamento dos materiais à escala nanométrica, envolvendo estruturas de dimensões da ordem do nanómetro (nm ou $\times 10^{-9}m$). Com a evolução da tecnologia esta ciência foi diversificada pelas mais diversas áreas, trazendo benefícios a todas elas. As nanoantenas surgiram nos anos setenta do século passado e desde então têm sido desenvolvidas antenas cada vez melhores e mais eficazes.

A teoria do funcionamento das nanoantenas segue as mesmas leis que as antenas tradicionais de radiofrequência (RF), sendo diferente a zona do espectro onde estas antenas operam. A radiação incide na superfície da antena, introduzindo numa oscilação nos eletrões presentes na antena com a mesma frequência da luz recebida, esta oscilação é provocada pelo campo elétrico da radiação incidente. Uma nanoantenas em receção nada mais é do que um conversor da luz incidente (radiação de frequência correspondente à banda ótica) em um forte campo confinado, do mesmo modo que uma nanoantena em emissão é um conversor de um forte campo confinado em radiação de frequência correspondente à banda ótica[15].

As antenas podem ser classificadas em 4 grupos de acordo com o seu tipo:

- Antenas eletricamente pequenas (dimensões bastante reduzidas comparando com o comprimento de onda λ)
- Antenas ressonantes (monopolos, dipolos, Yagi-Uda, etc)
- Antenas de banda larga (utilizadas na difusão de televisão terrestre)
- Antenas de abertura (antenas cornetas)

As antenas óticas, apesar de respeitarem as mesmas leis que as antenas RF, não são antenas RF reduzidas a uma escala nanométrica. No fundo, quando dimensionamos uma antena temos como objetivo otimizar a comunicação entre o emissor e o recetor de forma a reduzir o consumo de energia.

2.4.1 Antenas óticas existentes

As antenas monopolo são as mais simples. Várias têm sido as investigações sobre propriedades óticas das nanopartículas que permitem desenvolver antenas com dimensões cada vez mais reduzidas. Na Figura 5 está representada uma antena monopolo, com uma sonda NSOM (Nearfield Scanning Optical Microscopy).

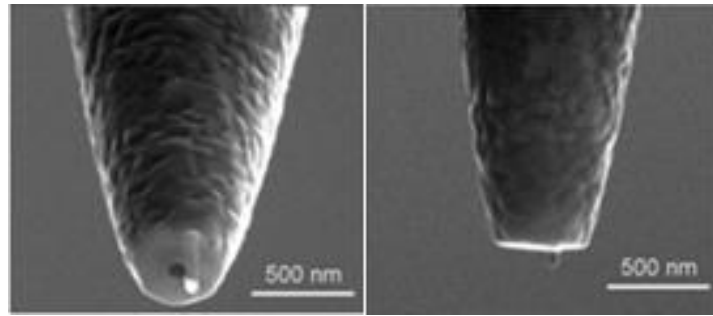


Figura 5 - Antena monopolo com um sonda NSOM[16]

As antenas dipolo são constituídas por dois monopolos separadas por uma curta distância (*gap*), estas são frequentemente utilizadas em sondas óticas de campo próximo. A antena “Bowtie” (Figura 6 d)) é uma variante das antenas dipolares em forma de triangulo separadas também por um *gap*.

As nanoantenas permitem observar que o aumento da intensidade do campo elétrico provoca um aumento da emissão de luz. Este aumento do campo elétrico resulta do aumento da carga de superfície e da ressonância. Na Figura 6 estão representadas diferentes configurações de antenas óticas que podem ser utilizadas.

No espectro de frequências óticas, os metais têm um comportamento dispersivo com condutividade finita pelo que a ressonância pode não ser atingida quando o tamanho da antena não está dimensionado corretamente para determinada frequência.

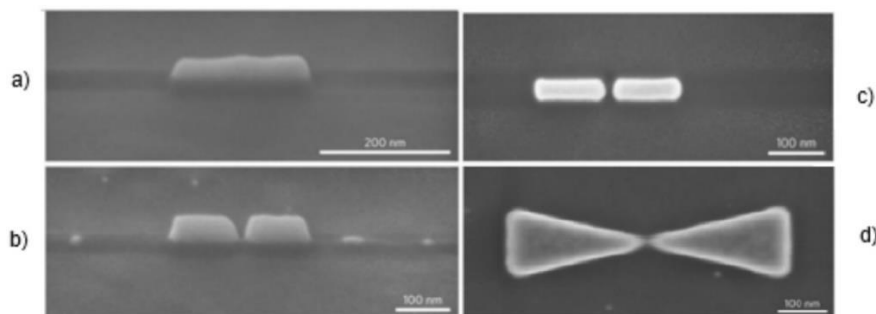


Figura 6 - Vários tipos de antenas dipolos[17]

As antenas Yagi-Uda são um tipo de antenas com uma complexidade maior, estas têm uma caracterisitca extremamente directiva, pelo que a sua aplicação incide sobre areas mais especificas com a medicina e biologia, etc. Na Figura 7 está representada uma antena com cinco elementos, um refletor, um de alimentação e os outros são elementos diretores. A distância entre elementos é aproximadamente $\frac{\lambda}{4}$. Através da alteração da distribuição espacial, é possível alterar a frequência de operação da nanoantena.[17][19].

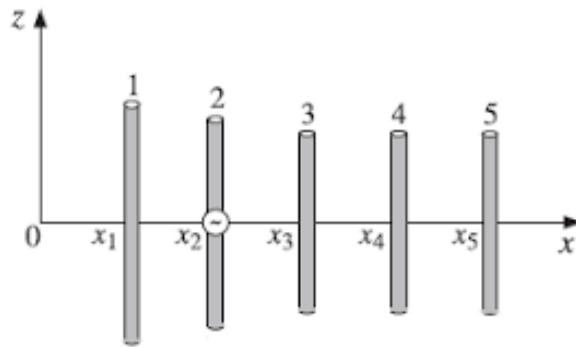


Figura 7 - Esquema dum uma antena Yagi-Uda de 5 elementos[20]

As antenas óticas de fendas são um tipo de antenas de complexidade relativamente simples, estas possuem a vantagem de possuírem fenômenos físico quando sujeitas a interações com a radiação eletromagnética. Bethe desenvolveu a teoria de que à medida que se diminui o diâmetro da fenda em relação ao comprimento de onda da radiação, a potencia transmitida também irá diminuir. Esta teoria estava incorreta e só mais tarde foi descoberto o fenômeno designado por EOT. Esta descoberta possibilitou grandes desenvolvimentos durante as últimas décadas. Este tipo de antenas é mais adequado quando o objetivo é a comunicação no espaço a longa distância, como é o exemplo dos satélites [17][19].

2.4.2 Transmissão ótica extraordinária

A transmissão ótica extraordinária EOT é um fenômeno em que se observa o aumento da transmissão de radiação quando esta atravessa fendas, com dimensões inferiores ao comprimento de onda, entre os elementos metálicos, que se repetem periodicamente, cujo material deve ser constituído por elementos condutores. Através da EOT é possível aumentar a eficiência da transmissão em várias ordens de magnitude, maiores do que seria de esperar através da teoria clássica. Este fenômeno foi descoberto em 1998 e é explicado através da ressonância dos plasmões superficiais (PPS), não só em regiões do visível como também fora do regime ótico, em muito poucas ocasiões, como demonstram estudos recentes.

A descoberta da EOT permitiu desenvolver a área de componentes baseados em fotónica, por exemplo os circuitos integrados fotónicos, que são semelhantes aos circuitos integrados eletrónicos, mas funcionam através de fótons, todo um novo leque de possibilidades foi aberto com o estudo dos fenômenos explicados pela EOT

2.4.3 Sensibilidade das antenas

A sensibilidade mede o grau de variação da saída quando são produzidas variações na

entrada, escrito de outro modo é a variação mínima do parâmetro de entrada necessária para produzir uma variação à saída. Por exemplo, a temperatura é um parâmetro que é medido pelo termómetro que, no caso da temperatura atmosférica, varia ao longo do dia. Esta forma de definir um sensor leva a que sejam estabelecidas algumas limitações, como por exemplo a precisão da medição. Apesar de um termómetro mostrar a temperatura do ar, este valor pode não estar exatamente correto, quer por defeito de calibração do termómetro quer por limitações quanto ao número de dígitos que é possível apresentar. Através do aumento da eficiência de transmissão, derivado da presença do fenómeno da EOT, é possível aumentar a sensibilidade de um sensor. Este método de aumentar a sensibilidade de sensores é bastante vantajosos, já que é possível realiza-lo a um custo bastante acessível e sem que seja necessário recorrer a um aumento do consumo energético por parte do sensor[21].

2.5 Plasmões superficiais

A existência de plasmões superficiais resulta da interação entre as estruturas metálicas e a luz incidente, sendo este fenómeno observável, praticamente apenas no espectro visível, já que fora destas regiões não se verifica a ressonância dos plasmões superficiais.

Os plasmões superficiais foram descobertos em 1950, por Ritchie, e são definidos como ondas que se propagam nas nanoestruturas metálicas de um determinado condutor. Os plasmões superficiais concentram a luz nas fendas da estrutura aumentando de forma significativa o campo elétrico, podendo este aumentar várias ordens de grandeza. Através destes é possível controlar as interações entre a luz e matéria e aumentar a transmissão de luz com recurso a fendas espaçadas periodicamente.

A luz ao incidir na zona que separa o dielétrico do metal, gera oscilações superficiais que se propagam coletivamente ao longo da estrutura, estas oscilações estão diretamente relacionadas com os SPP. Para serem observados os SPP é necessário que os elementos metálicos possuam uma constante dielétrica com a parte real negativa para o comprimento de onda da radiação incidente.

As antenas baseadas plasmões superficiais podem ser divididas em dois tipos diferentes de acordo com os plasmões superficiais envolvidos, a ressonância de plasmões superficiais SPR ou ressonância de plasmões superficiais localizados LSPR.

2.6 Propriedades dos SPR

Os SPR são oscilações de cargas dos PPS presentes numa interface composta por dois meios, por exemplo um metal e um dielétrico. A densidade de cargas está associada com a onda eletromagnética, o vetor campo atinge o seu máximo no local onde interage com a interface e decai

conforme a distância e dos meios. Apesar dos biossensores SPR funcionarem com uma sensibilidade bastante elevada, estes não são adequados para biomoléculas presentes em baixa concentrações como é o caso no sangue presente no ser humano.

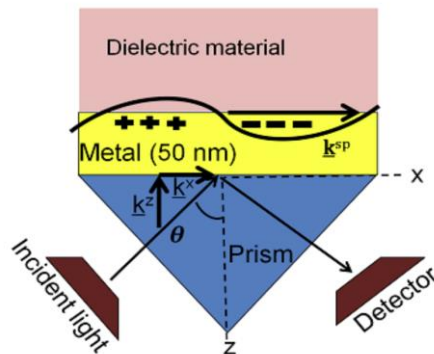


Figura 8 - Princípio do SPR

2.7 Propriedades dos LSPR

Os biossensores baseados em LSPR recorrem ao fenômeno de plasmões superficiais localizados na frequência de ressonância, a extinção de partículas atinge um máximo que é dependente do índice de refração do meio e do tamanho e formato do elemento metálico.

Caso sejam induzidas variações no índice de refração do meio, é possível notar que a potência máxima irá variar assim como o comprimento de onda para o qual existe o pico máximo da LSPR.

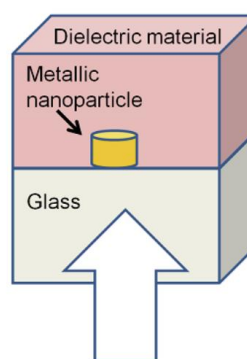


Figura 9 - Princípio do LSPR

Capítulo 3

3 Fundamentos da oximetria

3.1 Introdução

A oximetria revolucionou a medicina moderna uma vez que esta permitiu que a medição de diversos parâmetros biológicos como a saturação de oxigênio no sangue, a frequência cardíaca, e outros parâmetros essenciais fosse realizada de forma não intrusiva e em tempo real de modo a poder acompanhar os pacientes. Os oxímetros têm a vantagem de terem um custo de fabrico acessível e de poderem ser construídos segundo especificações do utilizador. Os sistemas mais simples medem a frequência cardíaca e a oxigenação do sangue, os sistemas mais complexos são capazes de medir também a pressão arterial e de determinar a concentração de carboxihemoglobina no sangue[22].

Neste capítulo são apresentados conceitos básicos relacionados com a oximetria e o modo de medição de parâmetros biométricos através de radiação eletromagnética.

3.2 Fundamentos teóricos

Os pulmões são responsáveis por efetuar as trocas gasosas, expulsando o dióxido de carbono e captando o oxigênio, que posteriormente será transportado para todas as partes do corpo através do sangue. A proteína presente no sangue que é responsável pelo transporte do sangue é a hemoglobina. A hemoglobina pode ser associada a vários elementos, quando está associada ao oxigênio denomina-se de oxiemoglobina (HbO_2), quando perde a ligação com os átomos de oxigênio denomina-se desoxiemoglobina (Hb). Estas são as principais formas de hemoglobina que podem ser encontrados no sangue. Quando uma determinada pessoa é sujeita à inalação de fumos como por exemplo monóxido de carbono, a hemoglobina irá criar ligações com este elemento, formando a carboxiemoglobina, e impossibilitando o transporte de oxigênio, o mesmo sucede com a inalação de nitratos, nitritos e cloratos que formam a metahemoglobina[23].

A absorção da luz por parte da hemoglobina varia mediante a saturação de oxigênio presente no sangue. A oxiemoglobina torna a cor do sangue mais clara e a desoxiemoglobina torna-o mais escuro. Este fenómeno da variação de cores do sangue deve-se ao facto de que os dois tipos de hemoglobina têm espectros óticos distintos. A Figura 10 representa o espectro de absorção da hemoglobina em função do comprimento de onda da radiação nas regiões dos infravermelhos e visível.

Analisando a Figura 10 podemos observar que as maiores diferenças se dão na zona dos 650 nm, onde a absorção por parte da desoxiemoglobina é muito mais significativa do que a oxiemoglobina e nos 1000nm observamos o contrário, a oxiemoglobina tem uma maior absorção do que a desoxiemoglobina[23][24].

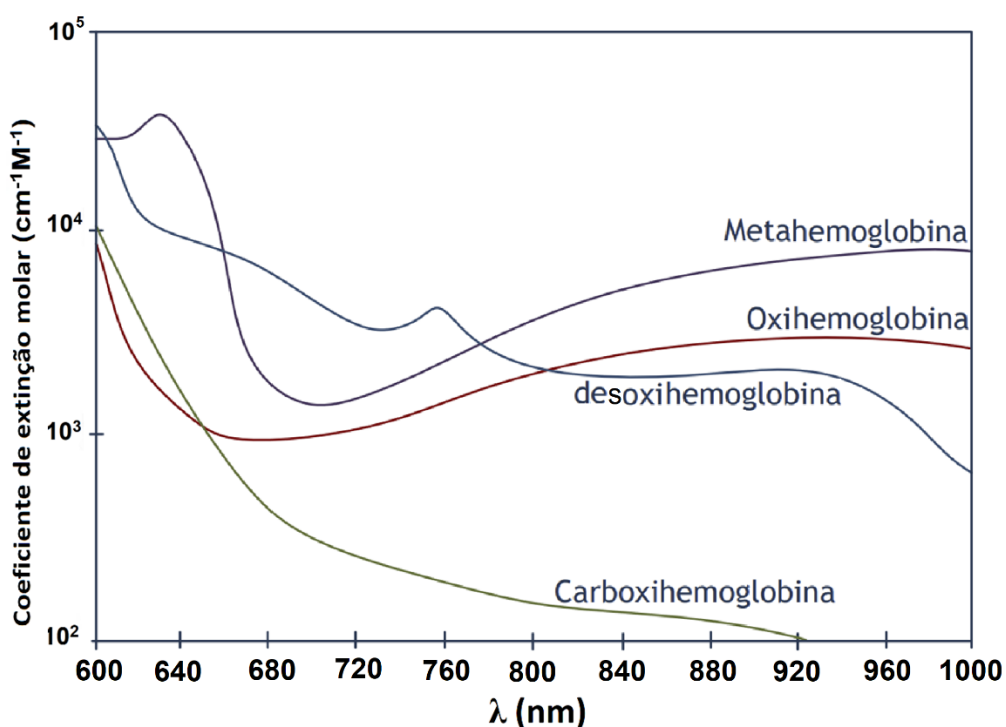


Figura 10 - Coeficiente de extinção molar das componentes da hemoglobina [6]

Relativamente aos comprimentos de onda na zona dos 650nm e 1000nm, a existência de diferentes absorções para diferentes comprimentos de onda, permite que seja realizado a medição da saturação de oxigénio no sangue e outros parâmetros de relevo fornecidos pelo oxímetro. A saturação de oxigénio é calculada na seguinte equação que relaciona a quantidade de oxiemoglobina com a quantidade total de hemoglobina, obtendo-se a quantidade relativa da oxiemoglobina.

$$SO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{Hemoglobina}} \quad [1]$$

Para um oxímetro com apenas dois comprimentos de onda diferentes de operação, não é possível determinar a quantidade de hemoglobina prejudicial à saúde, nomeadamente a metahemoglobina e a carboxiemoglobina, logo a hemoglobina total será dada apenas pela quantidade de oxiemoglobina mais a quantidade de desoxiemoglobina

$$c_{Hemoglobina} = c_{HbO_2} + c_{Hb} \quad [2]$$

Juntando as equações 1 e 2 obtemos a seguinte equação

$$SO_2 = \frac{c_{HbO_2}}{c_{HbO_2} + c_{Hb}} \quad [3]$$

Caso a intenção seja desenvolver um sistema de monitorização mais avançado que permita também a análise de outros tipos de hemoglobina diferentes das fundamentais para o funcionamento do corpo humano, seria necessário analisar a absorção como função do comprimento de onda tendo também em conta o espectro de absorção das variantes da hemoglobina[26]

3.3 Modelo de Lambert-Beer

Segundo o modelo Lambert- Beer, a luz sofre uma atenuação quando se propaga através de um meio, uma parte da radiação é transmitida e outra parte é absorvida. Relativamente à parte da radiação transmitida o modelo estabelece que o decaimento é exponencial em função da distância percorrida de acordo com as seguintes equações[6][27][28].

$$I_t = I_0 e^{-\alpha} \quad [4]$$

$$\alpha = \varepsilon dc \quad [5]$$

I_t é a luz transmitida ao meio, α é a absorção do meio, ε é o coeficiente de extinção, d é a distância percorrida no meio e c é a concentração do meio. Em função de α a equação pode ser escrita da seguinte maneira.

$$\alpha = -\ln\left(\frac{I_t}{I_0}\right) \quad [6]$$

A constituição do sangue é maioritariamente formada por oxiemoglobina e deoxiemoglobina, desta forma é possível escrever a seguinte equação, considerando que a absorção total será a somatório das absorções de cada um dos constituintes do sangue para um determinado comprimento de onda.

$$\alpha_{sangue} = \varepsilon_{HbO_2} d_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} d_{Hb} c_{Hb} \quad [7]$$

ε_{HbO_2} representa o coeficiente de extinção da oxiemoglobina, este valor está dependente do comprimento de onda da radiação incidente, ε_{Hb} é o coeficiente de extinção da deoxiemoglobina, este valor também está dependente do comprimento de onda da radiação incidente, d_{HbO_2} e d_{Hb} são as distâncias percorridas na oxiemoglobina e na deoxiemoglobina respetivamente. c_{HbO_2} é a concentração de oxiemoglobina no sangue e c_{Hb} é a concentração de deoxiemoglobina no sangue.

A radiação absorvida pelos tecidos ósseo, tecidos musculares e pela camada da pele é sempre constante e independente do ciclo cardíaco. No caso dos vasos sanguíneos, a absorção irá variar, durante o ciclo cardíaco. A radiação transmitida, quer durante a sístole, quer durante a diástole pode ser calculada através da seguinte equação.

$$I_{sístole/diástole} = I_0 e^{-\alpha_{fixa}} e^{-[\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}] d_{percorrida}} \quad [8]$$

α_{fixa} é a absorção dos tecidos mencionados no parágrafo anterior

A $d_{percorrida}$ varia consoante o ciclo cardíaco, ou seja, a radiação eletromagnética irá percorrer distância diferentes consoante esteja durante a fase da sístole ou da diástole, levando a que a atenuação total do percurso sofra pequenas variações, e é através destas pequenas variações que é possível, usando de meios óticos, observar a variação do fluxo de sanguíneo e por sua vez determinar a frequência cardíaca. Para determinar a oxigenação do sangue necessitamos no mínimo de 2 radiações com comprimentos de ondas diferentes, apesar de existirem alguma limitações, como já foi referido anteriormente.

Utilizando a equação anterior podemos especifica-la para as duas situações diferentes.

$$I_{diástole} = I_0 e^{-\alpha_{fixa}} e^{-[\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}]} d_{diástole} \quad [9]$$

$$I_{sístole} = I_0 e^{-\alpha_{fixa}} e^{-[\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}]} d_{sístole} \quad [10]$$

Colocando a intensidade da diástole em função da sístole obtemos a seguinte equação

$$k = \frac{I_{diástole}}{I_{sístole}} = e^{-[\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}][d_{diástole} - d_{sístole}]} = e^{-[\varepsilon_{HbO_2} c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb} c_{Hb}]\Delta d} \quad [11]$$

Δd é a diferença entre as distâncias percorridas pela radiação entre a fase da sístole e da diástole

De forma a eliminarmos a variável Δd da equação podemos comparar a existência de duas radiações diferentes com comprimentos de onda λ_1 e λ_2 diferentes.

$$k' = \frac{\ln(k_{\lambda_1})}{\ln(k_{\lambda_2})} = \frac{\ln \left[I_0 e^{-\alpha_{fixa}} e^{-[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) c_{Hb}]\Delta d} \right]}{\ln \left[I_0 e^{-\alpha_{fixa}} e^{-[\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) c_{Hb}]\Delta d} \right]} \quad [11]$$

$$= \frac{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) c_{Hb}}{\varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) c_{HbO_2} + \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) c_{Hb}}$$

3.4 Limitações da oximetria

A oximetria apresenta várias limitações que afetam diretamente a fiabilidade dos resultados obtidos quando é analisado um paciente.

Em primeiro lugar é necessário referir a incapacidade dos sistemas que recorrem a apenas dois comprimentos de onda diferentes para analisar oxigenação no sangue. Como são consideradas algumas aproximações, como o facto de a hemoglobina apenas ser composta por oxiemoglobina e desoxiemoglobina, o sistema não é capaz de distinguir a presença de outros tipos de hemoglobina perigosas à nossa saúde. Neste caso um paciente que, por inalação de monóxido de carbono, foi encaminhado às urgências, se for usado um sistema mais simples de apenas duas frequências, não será possível diagnosticar a presença excessiva de carboxihemoglobina[29].

Em segundo lugar é importante referir a baixa fiabilidade associado à saturação de oxigénio para valores inferiores a 70% uma vez que os aparelhos não podem ser calibrados para valores dessa

gama. Esta limitação torna-se um problema para recém-nascidos já que a saturação de oxigénio no sangue oscila entre os 20% e os 75%. [29]

Por último, importa referir a fiabilidade dos equipamentos durante a execução de movimentos e outras atividades, já que estes provocam distorções no sinal. Apesar de estas distorções serem de pequena amplitude estes têm um impacto significativo, sendo necessário recorrer a pós processamento do sinal para corrigir estas perturbações.

3.5 Propriedades Óticas da Pele

A pele humana apresenta um comportamento semelhante a um meio heterogéneo onde o sangue se encontra distribuído espacialmente de forma variável. A pele pode ser dividida em 3 diferentes camadas principais: a epiderme, a derme e a hipoderme.

A epiderme é a camada mais superficial da pele, que está em contacto com o meio ambiente sendo que a sua espessura varia ligeiramente conforme a localização corporal sendo que o seu tamanho mais comum é cerca de 100 μ m. Nesta camada não existe sangue armazenado nem a circular.

A derme é a camada intermediária da pele, localizada entre a epiderme e a hipoderme, esta é formada por um tecido conjuntivo e por isso nesta camada estão presentes vasos sanguíneos. A espessura desta camada varia de 500 μ m a 4mm.

A hipoderme é a camada mais interna da pele e é responsável por isolar o corpo das temperaturas externas. Esta camada é constituída entre outras coisas por vasos sanguíneos e possui uma espessura típica que varia de 1 a 6 mm.

Quando a luz incide na superfície da pele, podem ser descritos 4 fenómenos que descrevem o comportamento ótico da luz na pele:

- Reflexão
- Transmissão
- Absorção
- Dispersão

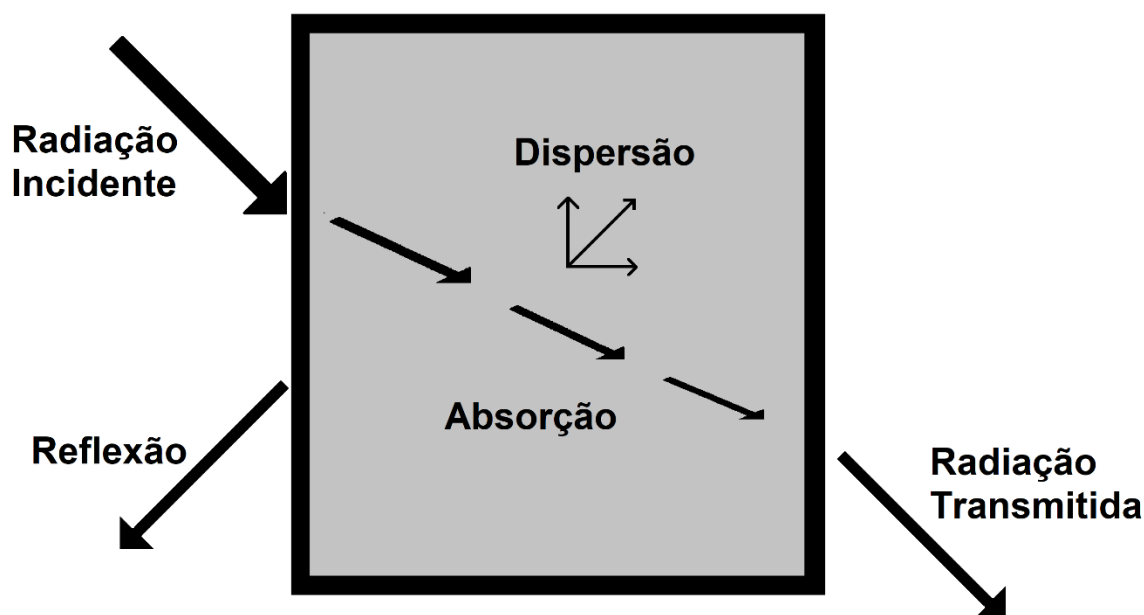


Figura 11 - Comportamento da luz quando atravessa um meio com diferente índice de refração, adaptado de [30]

A Figura 11 representa os fenómenos que descrevem o comportamento da luz quando esta incide num meio com um índice de refração diferente do primeiro, neste caso, considera-se que o meio destacado a cinzento é um meio homogéneo, o que não acontece com os tecidos biológicos.

A reflexão da luz depende do ângulo de incidência e dos meios que a luz atravessa (ar e tecidos biológicos do ser humano) e pode ser estudada com base nas leis de Fresnel Ansari e vaughan [30][31] de forma mais simplista, quando se considera os tecidos biológicos como homogéneos.

A transmissão de luz depende das propriedades óticas dos tecidos biológicos do corpo humano como o índice de refração, a dispersão e a absorção da luz. Estas propriedades determinam qual o comportamento da interação entre a luz e os tecidos do corpo humano, sendo assim teremos de realizar primeiro um estudo sobre as propriedades dos tecidos biológicos do ser humano de forma a compreender melhor como a luz se comporta neste meio.

A absorção ocorre em todas as camadas da pele e varia consoante o comprimento de onda da radiação emitida. Para caracterizar a absorção de um meio, definimos que o coeficiente de absorção (α) está relacionado com a probabilidade de um fóton ser absorvido num meio quando este percorre uma distância x . A absorção ótica nos tecidos biológicos ocorre principalmente devido à presença da hemoglobina, da melanina e da água. A hemoglobina encontra-se no sangue que circula nos vasos sanguíneos em camadas mais profundas da pele. A água está em toda a parte do nosso corpo, sendo o principal constituinte das nossas células. A melanina encontra-se na camada mais superficial da pele sendo esta a responsável por atribuir a tonalidade à nossa pele e nos proteger das radiações mais perigosas, por esta razão a melanina tem uma absorção significativa para comprimentos de onda menores. A absorção por parte da hemoglobina varia consoante a saturação de oxigénio no sangue

(SpO₂), podendo este ter uma elevada concentração de oxigénio (hemoglobina oxigenada) ou uma concentração baixa (hemoglobina desoxigenada).

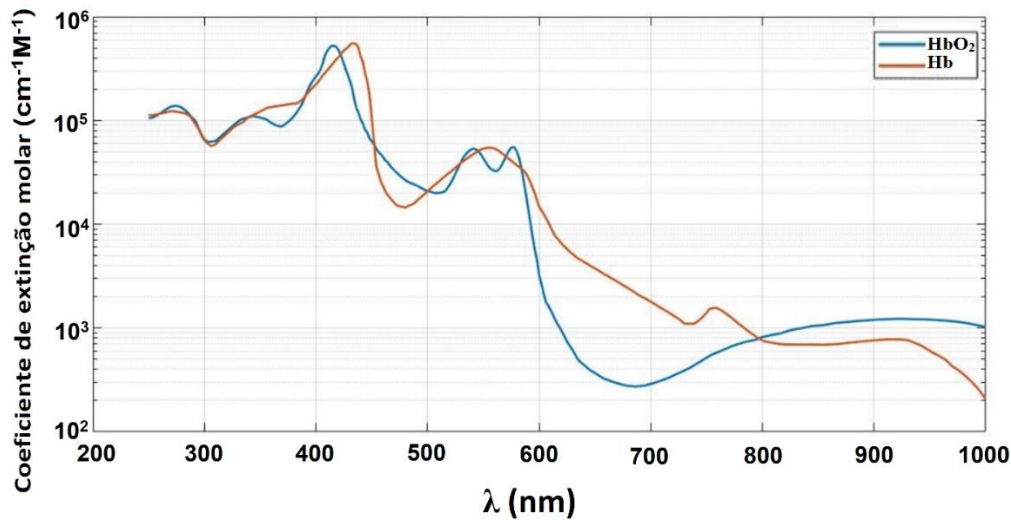


Figura 12 - Espectro de extinção molar para a hemoglobina oxigenada e desoxigenada [31][32][33]

A Figura 12 representa o coeficiente de extinção molar em função do comprimento de onda da radiação incidente para a hemoglobina oxigenada e desoxigenada. O coeficiente de extinção molar é a probabilidade de um fóton interagir com o meio onde se encontra quando este percorre uma distância com o comprimento x . A absorção e a dispersão são consideradas uma interação entre o fóton e o meio onde este se propaga. Dado que a dispersão está relacionada com o índice de refração do meio em que a radiação se propaga e que o índice de refração da hemoglobina e o índice de refração da pele são praticamente constantes ao longo da banda visível, podemos desprezar o efeito da dispersão devido ao baixo índice de refração da pele face à distância que a luz percorre nas camadas da pele. Assim admitimos que predomina a absorção face à dispersão. No gráfico da Figura 12 observa-se que em vários pontos, o coeficiente de extinção molar da hemoglobina oxigenada é igual ao da hemoglobina desoxigenada, estes pontos são denominados de pontos isosbéticos.

A presença de água abrange cerca de 70% do no nosso corpo, sendo este um valor significativo, devemos ter em conta a absorção de radiação devido à existência de água no nosso corpo. De seguida, é apresentado, na Figura 13 o gráfico da absorção da água em função do comprimento de onda.

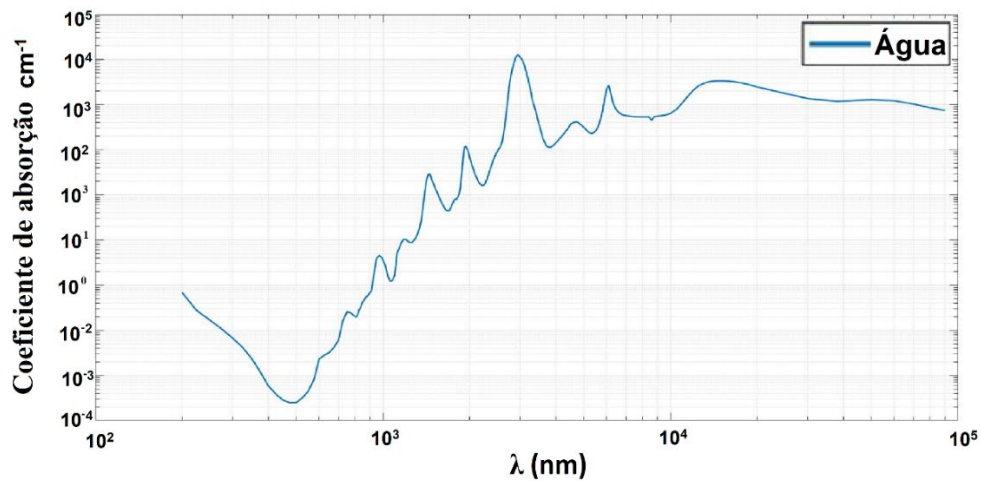


Figura 13 - Espectro de absorção da água[31][32][34]

Os seres humanos apresentam diversas tonalidades de pele, cabelos e cores de olhos. Esta diversidade, deve-se à interação de vários pigmentos como a carotenoides, hemoglobina e a melanina, sendo esta última a responsável por promover a coloração. A melanina está presente na epiderme e é responsável por proteger o nosso corpo das radiações UV nocivas. Quando incide luz sobre a pele, o nosso corpo é estimulado a produzir mais melanina, com o objetivo de absorver a maior parte da radiação incidente. Existem dois tipos de melanina, a eumelanina e a feomelanina, a Figura 14 mostra os coeficientes de absorção para cada tipo de melanina.

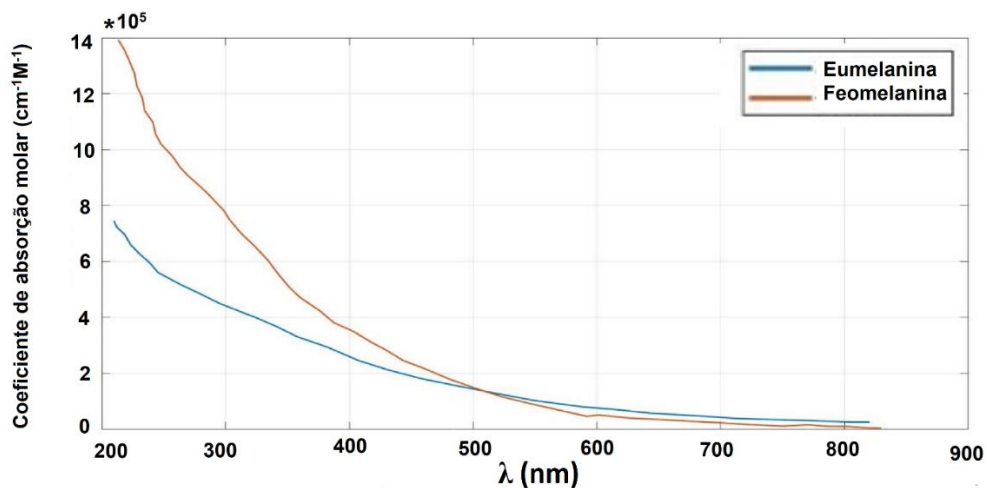


Figura 14 - Espectro de absorção da melanina (eumelanina e feomelanina)[35][36]

Capítulo 4

4 Resultados

Neste capítulo é analisado o comportamento de uma nanoantena composta por um agregado de fendas espaçadas periodicamente. As dimensões das fendas são inferiores ao comprimento de onda e durante as simulações serão testados diversos esquemas e formatos de fendas. Quanto aos elementos metálicos serão testados diferentes materiais de forma a obtermos o melhor diagrama de radiação da antena sendo o objetivo final determinar qual o comprimento de onda da radiação a que a nossa antena deve operar.

Os resultados são obtidos através de simulações efetuadas com recurso ao programa COMSOL Multiphysics, que apresenta os resultados das simulações sob forma de gráficos recorrendo ao método de elementos finitos. Todos os gráficos apresentados são curvas de nível que representam o campo radiado pela antena em função da sua localização. A irradiância é caracterizada pelo módulo do campo elétrico total normalizado ao campo elétrico incidente ao quadrado $|E/E_0|^2$. A normalização do campo permite-nos identificar de imediato se o fenómeno de transmissão ótica extraordinária ocorre ou não, já que no caso afirmativo o campo normalizado após as fendas deve apresentar um valor superior a 1.

Durante a realização das simulações foram admitidos os seguintes valores

- λ_0 =Lambda0 representa o comprimento de onda da radiação incidente utilizado na simulação
- $E_0=1*10^{-6}$ [V/m] representa a amplitude do campo elétrico incidente

- $slit_size = \lambda/2$ representa o comprimento das secções de elementos metálicos
- $thickness = 3E-7$ m representa a espessura utilizada para as secções dos elementos metálicos
- $spacing = \lambda/2$ representa o espaçamento entre as secções dos elementos metálicos

4.1 Estudo das Cutlines

Como foi referido anteriormente, o objetivo da primeira tarefa é determinar a melhor espessura entre camadas de modo a que o sinal recebido seja máximo, para realizar esta simulação foi utilizado o seguinte esquema no COMSOL para realizar as simulações.

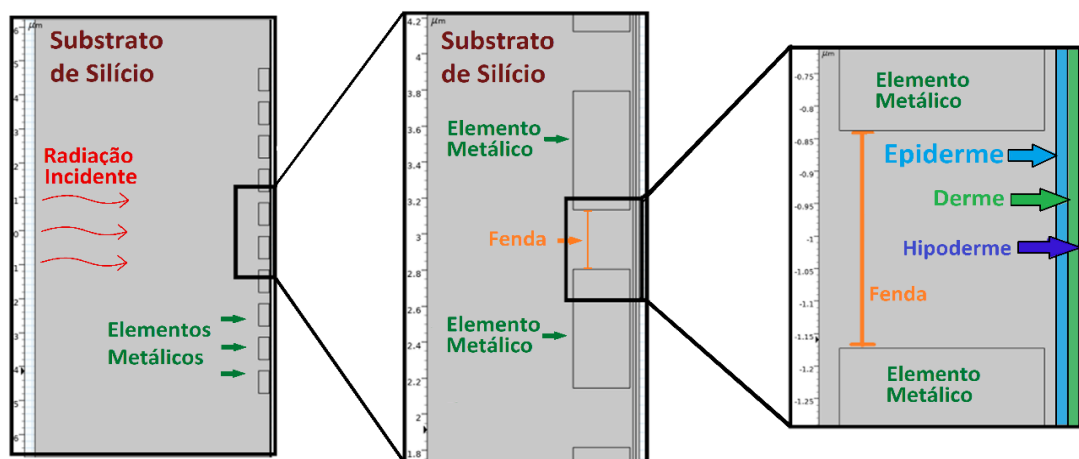


Figura 15 - Esquema de representação do modelo utilizado no COMSOL Multiphysics

A Figura 15 representa o esquema do modelo utilizado no COMSOL durante as simulações. Numa primeira fase o modelo é apenas composto pelo substrato de silício e pelos elementos metálicos, só posteriormente no modelo real serão adicionadas as camadas da pele.

A antena em estudo é composta por um substrato de silício onde a radiação se propaga na direção horizontal e no sentido da esquerda para a direita, como está representado na Figura 15. Os elementos metálicos estão dispostos verticalmente junto ao limite direito do substrato, o espaçamento entre os elementos é denominado de fenda e está dependente do comprimento de onda pela equação $spacing = \lambda/2$.

O Objetivo deste primeiro estudo é determinar qual a distância entre os elementos metálicos e a *cutline* de modo a que a intensidade do campo recebido seja máximo ao longo da *cutline*, deste modo para ser determinado o campo máximo foram realizadas as seguintes simulações.

Foram colocadas sucessivas *cutlines* com distanciamentos de $\lambda/40$, $\lambda/35$, $\lambda/30$, $\lambda/25$, $\lambda/20$, $\lambda/15$, $\lambda/10$ e $\lambda/5$, na Figura 16 estão representados 4 exemplos das *cutlines* que foram estudadas.

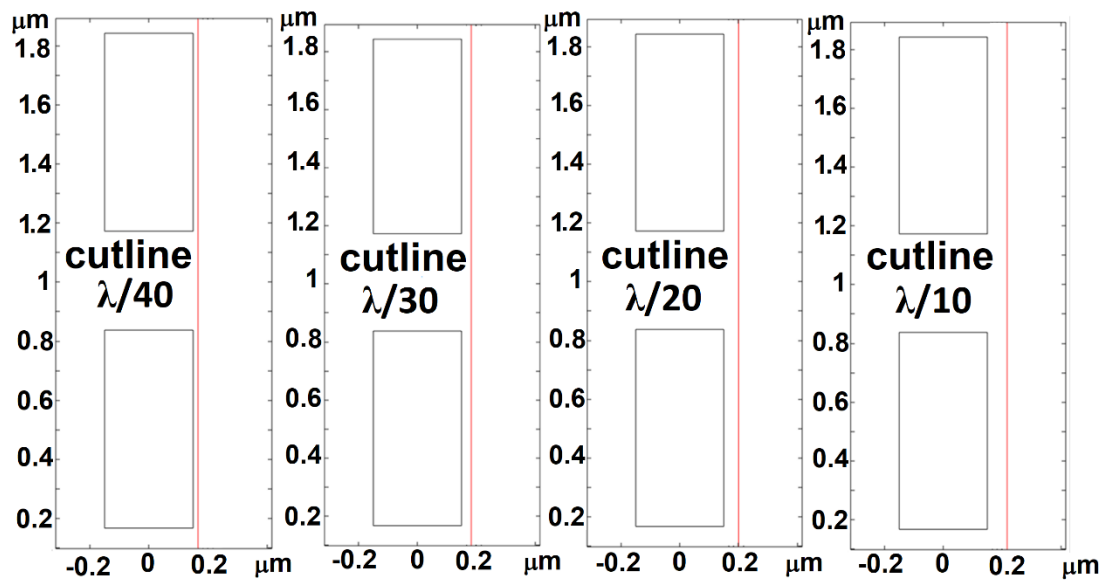


Figura 16 - Representação da localização das *cutlines* durante a simulação

No total foram simuladas 8 *cutlines* distanciadas como é demonstrado na figura acima. Após testarmos todas estas alternativas obtivemos os seguintes diagramas de irradiação representadas na Figura 17 e na Figura 18. Nesta figura estão também representadas as linhas verticais a preto que representam os limites laterais dos elementos metálicos.

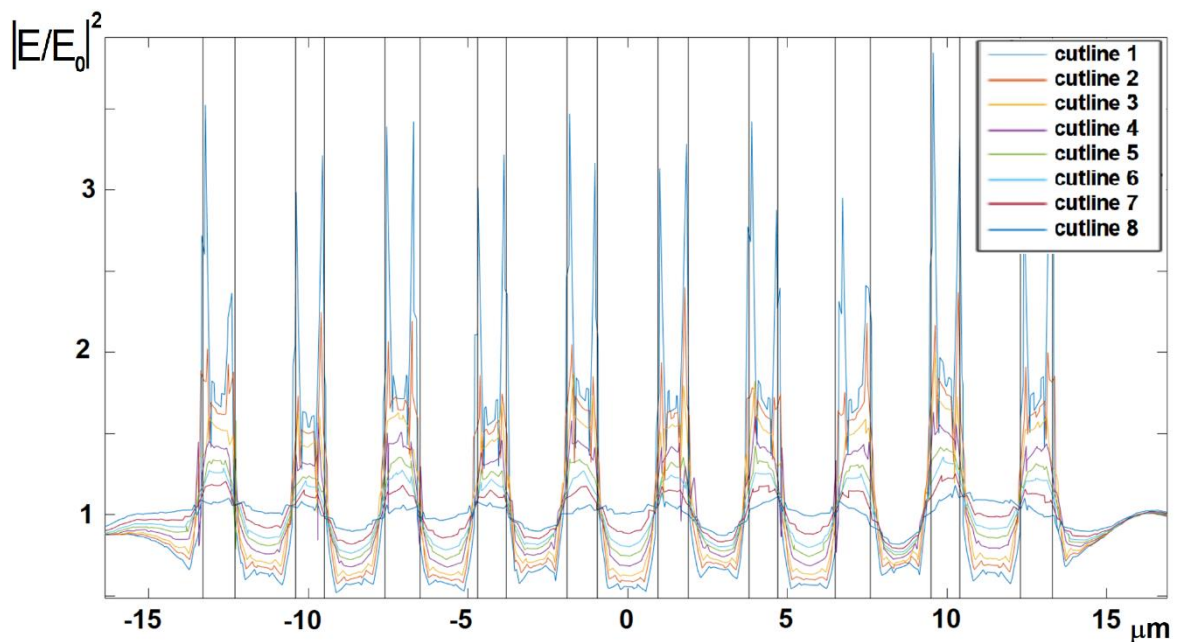


Figura 17 - Intensidade da radiação recebida de acordo com a localização da cutline

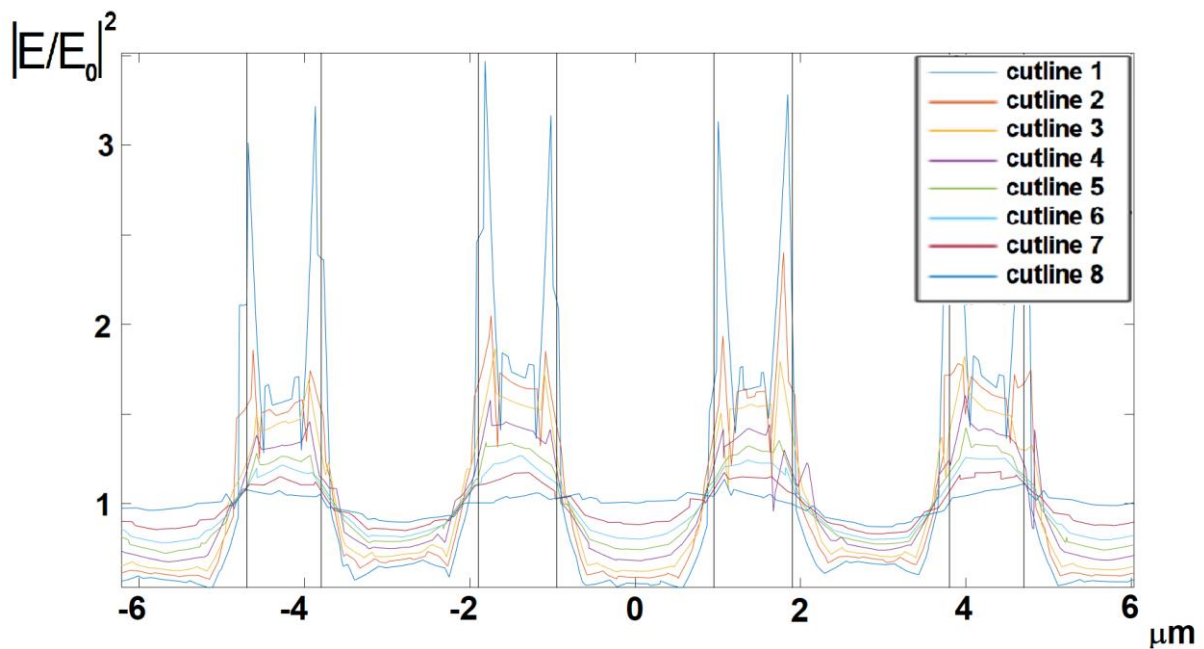


Figura 18 - Intensidade da radiação recebida de acordo com a localização da cutline em pormenor

Na Figura 17 e na Figura 18 estão representados os resultados obtidos para a simulação, onde a *cutline* 1 corresponde a um espaçamento $\lambda/40$ e a *cutline* 8 corresponde a um espaçamento de $\lambda/5$. Como é possível observar, a *cutline* com o melhor desempenho foi a *cutline* 1, sendo esta a referência para todas as próximas simulações realizadas.

Após termos determinado a distância da *cutline* para a qual o campo era máximo, segue-se o estudo da influência de um conjunto de fatores, com o mesmo objetivo de estudar qual das alternativas apresenta melhores resultados

Os fatores a estudar que influenciam o campo recebido são os seguintes

- Frequência da radiação incidente
- Material constituinte dos elementos metálicos
- Esquema de arranjo dos elementos metálicos

Os comprimentos de ondas das radiações a estudar foram os seguintes:

- 530nm
- 540nm
- 660nm
- 670nm
- 950nm
- 960nm

Os esquemas de arranjo dos elementos metálicos utilizados foram os seguintes:

- Retangulares
- Circulares
- Retangulares conjugados com retangulares
- Retangulares conjugados com circulares

Na Figura 19 estão representados os diferentes arranjos dos elementos metálicos nos seus diferentes esquemas, as imagens foram retiradas diretamente do COMSOL em detalhe de modo a que seja mais perceptível a distinção entre os diferentes esquemas de arranjo.

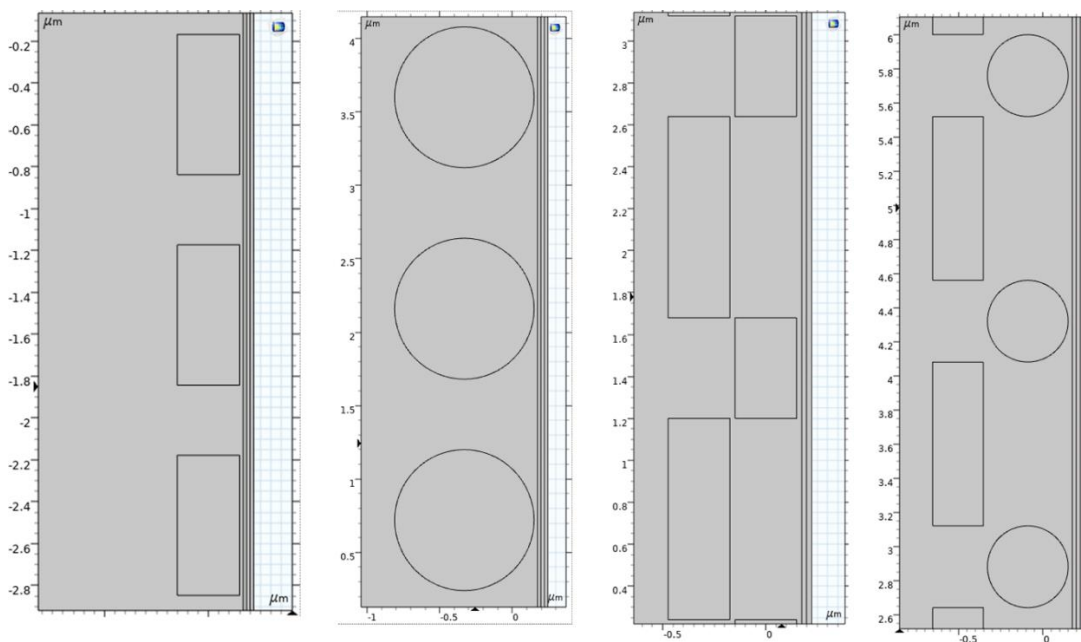


Figura 19 - Esquemas de arranjo dos elementos metálicos utilizados durante as simulações

Na Figura 20 estão representados com mais detalhe as dimensões dos elementos metálicos e espaçamentos utilizados durante as simulações. Esta figura foi desenhada especificamente para demonstrar em detalhe os esquemas usados, não sendo possível obter esta mesma representação diretamente do COMSOL.

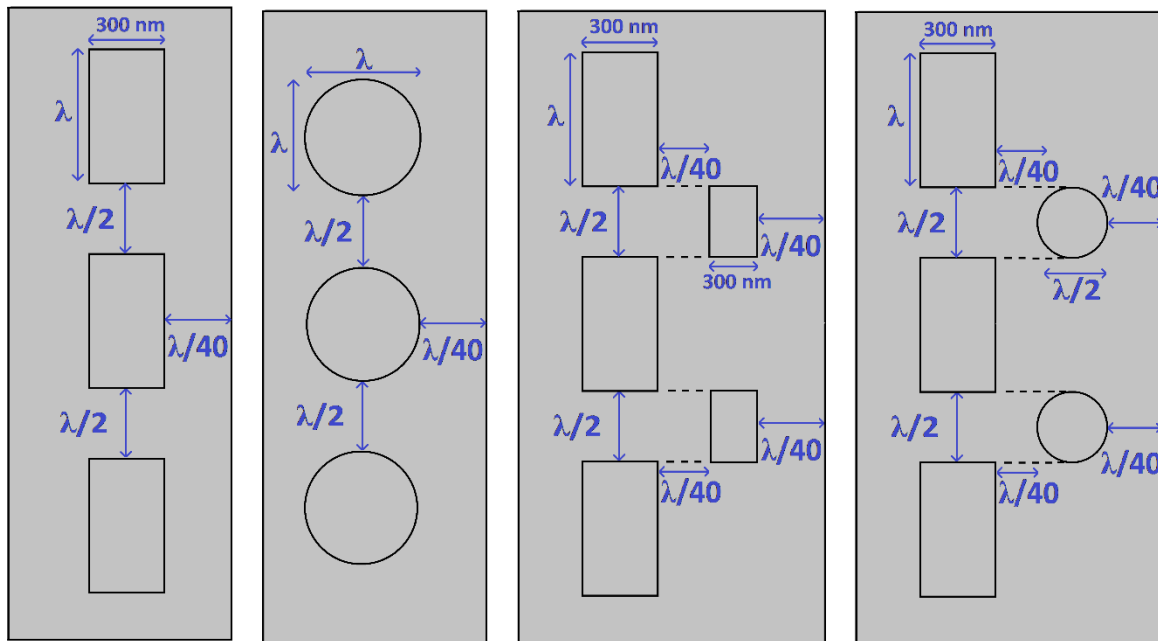


Figura 20 - Esquemas de arranjo dos elementos metálicos utilizados durante as simulações representados de forma detalhada

4.2 Elementos metálicos retangulares

- Ouro

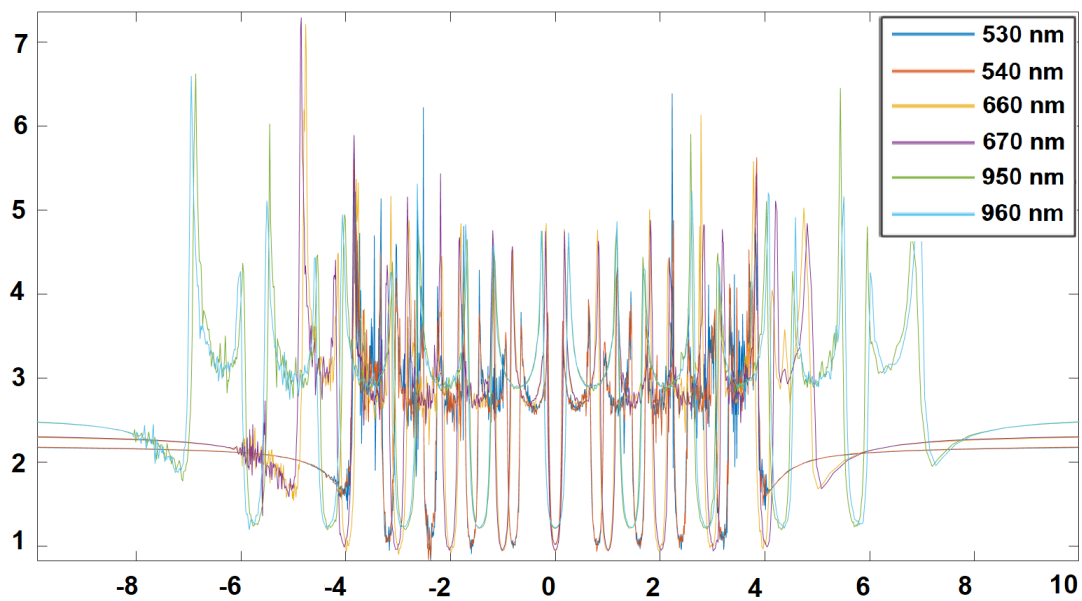


Figura 21 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em ouro

- **Platina**

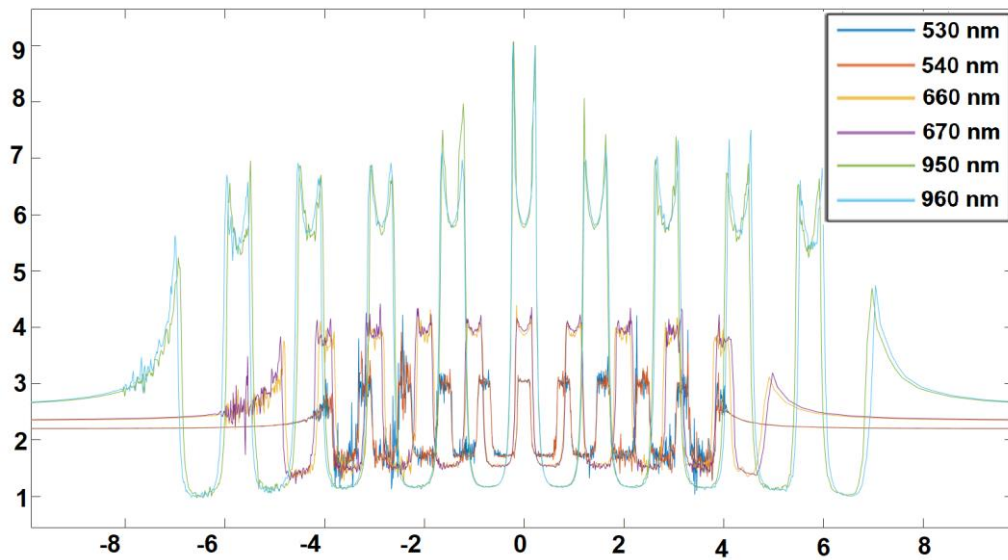


Figura 22 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em platina

- **Alumínio**

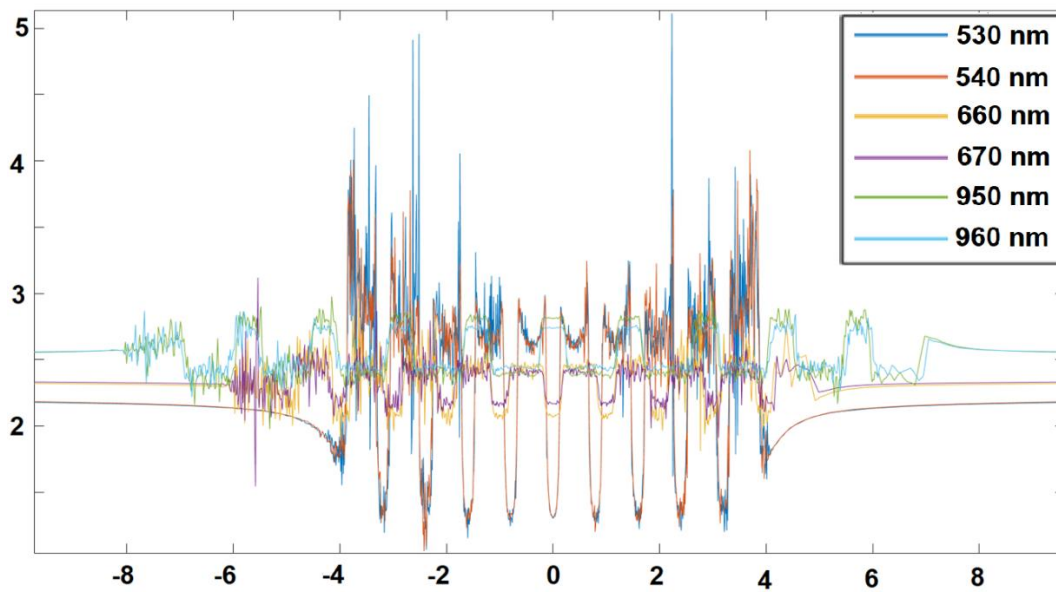


Figura 23 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares em alumínio

Campo máximo recebido	530nm	540nm	660nm	670nm	950nm	960nm
Ouro	6.4	5.6	7.2	7.3	6.6	6.6
Platina	4.2	3.9	4.4	4.4	9.0	8.9
Alumínio	5.1	4.0	3.0	3.1	3.0	2.8

Tabela 2 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos

Pela observação das figuras 20, 21 e 22 e analisando a Tabela 2 verifica-se que os melhores desempenhos se registam quando os elementos metálicos são constituídos por platina e quando o comprimento de onda da radiação incidente é de 950nm e 960nm. Os piores desempenhos são registados para o alumínio para os comprimentos de onda de 950nm e 960nm. Relativamente às figuras é fácil distinguir a localização das fendas e dos elementos metálicos já que os gráficos apresentam valores bastante uniformes entre si.

É importante referir que para todos os casos presentes na tabela, os valores do campo normalizado são sempre superiores a 1, ou seja, a intensidade do campo à saída da antena é sempre superior ao sinal de entrada, desta forma podemos afirmar que em todos os casos estamos a amplificar o sinal através do fenómeno da transmissão ótica extraordinária

4.3 Elementos metálicos circulares

- Ouro

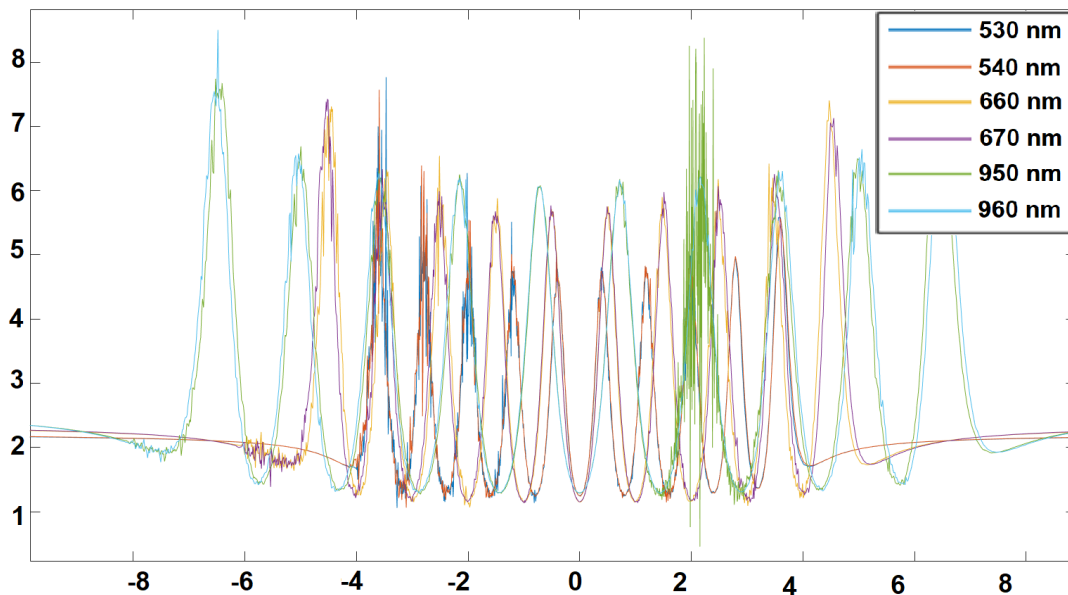


Figura 24 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em ouro

- Platina

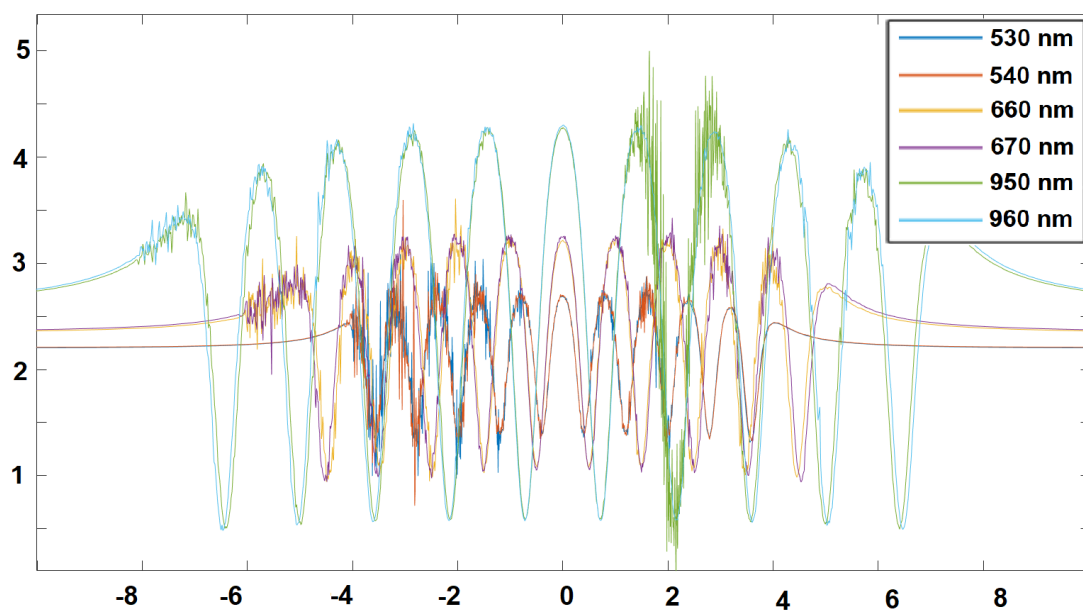


Figura 25 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em platina

- **Alumínio**

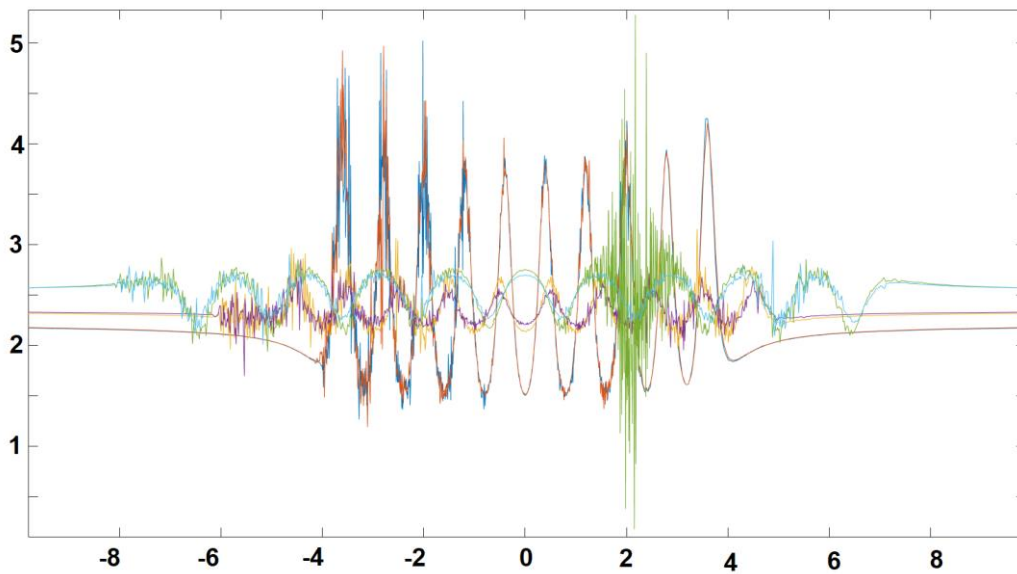


Figura 26 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos circulares em alumínio

Campo máximo recebido	530nm	540nm	660nm	670nm	950nm	960nm
Ouro	7.7	7.6	7.4	7.4	8.4	8.5
Platina	3.1	3.6	3.6	3.4	5.0	4.3
Alumínio	5.0	5.0	3.1	2.8	5.3	3.0

Tabela 3 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos

Pela observação das Figura 24, 24 e 25 e analisando a Tabela 3 verifica-se que os melhores desempenhos se registam quando os elementos metálicos são constituídos por ouro e quando o comprimento de onda da radiação incidente é de 950nm e 960nm. Os piores desempenhos são registados para o alumínio para os comprimentos de onda de 670nm e 960nm. Devido ao uso de elementos metálicos com uma geometria circular os valores máximos e mínimos dos gráficos têm uma característica arredondada semelhante à função seno, ao contrário dos elementos metálicos quadrados que apresentam uma onda mais quadrada

É importante referir que para todos os casos presentes na tabela, os valores do campo normalizado são sempre superiores a 1, ou seja, a intensidade do campo à saída da antena é sempre superior ao sinal de entrada, desta forma podemos afirmar que em todos os casos estamos a amplificar o sinal através do fenómeno da transmissão ótica extraordinária.

4.4 Elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares

- Ouro

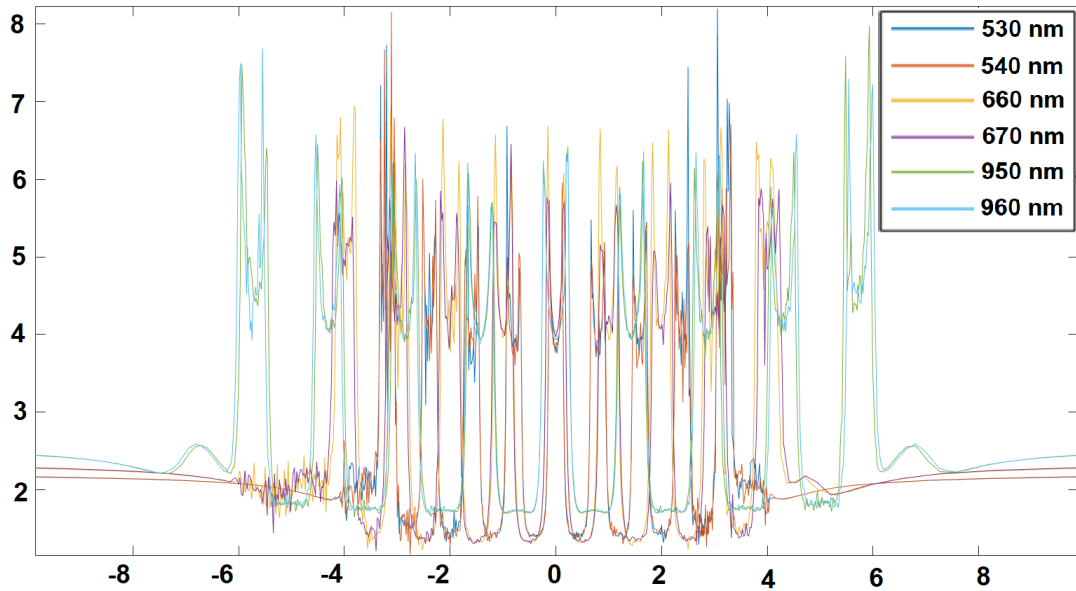


Figura 27 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em ouro

- Platina

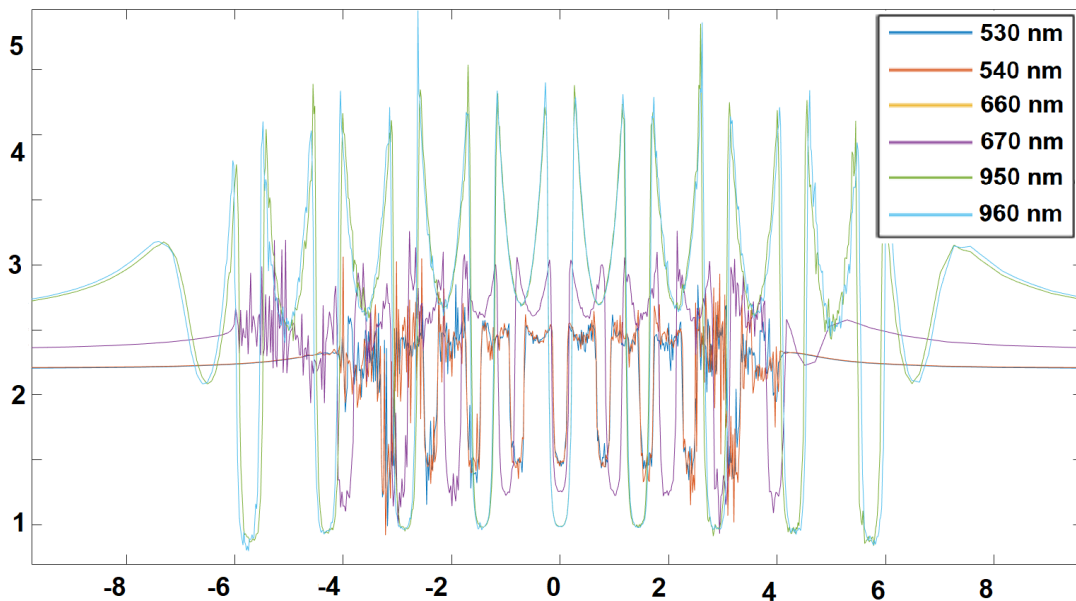


Figura 28 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em platina

- alumínio

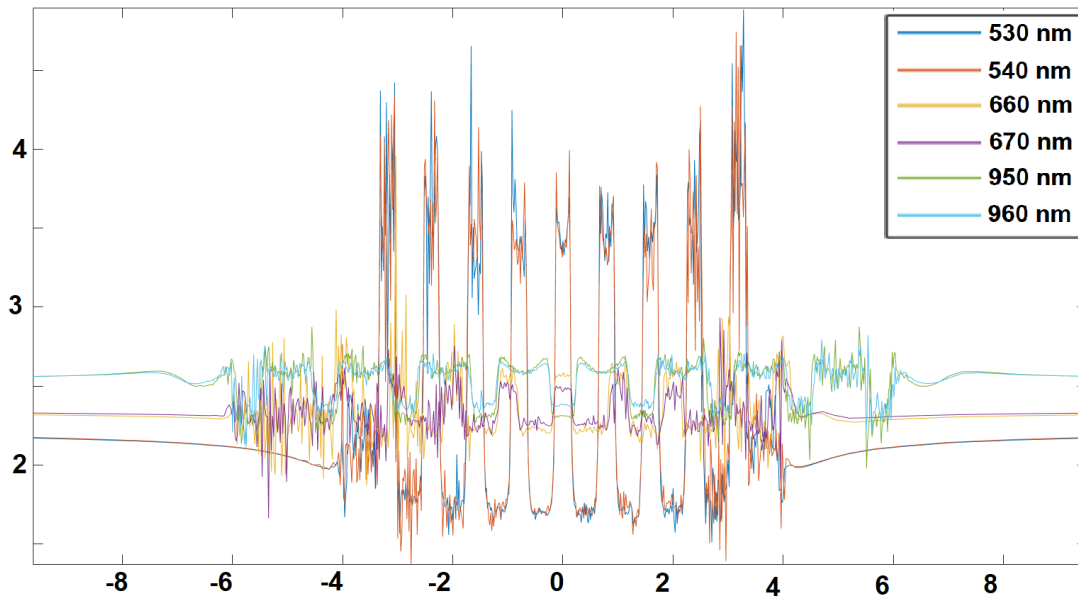


Figura 29 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com retangulares em platina

Campo máximo recebido	530nm	540nm	660nm	670nm	950nm	960nm
Ouro	8.2	8.2	6.9	6.7	8.0	7.0
Platina	2.9	3.0	3.3	3.3	4.9	5.0
Alumínio	4.9	4.7	4.0	2.9	2.9	2.8

Tabela 4 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos

Pela observação das Figuras 27, 27 e 28 e analisando a Tabela 4 verificam-se várias gamas de frequências para a qual a antena teve o seu melhor desempenho, sendo o ouro o material que melhor se comportou nesta simulação. Os piores desempenhos são registados para o alumínio para os comprimentos de onda de 670nm, 950nm e 960nm. Relativamente às figuras é fácil distinguir a localização das fendas e dos elementos metálicos à exceção da figura 26 onde é possível observar várias oscilações juntos aos elementos metálicos das extremidades da antena

É importante referir que para todos os casos presentes na tabela, os valores do campo normalizado são sempre superiores a 1, ou seja, a intensidade do campo à saída da antena é sempre superior ao sinal de entrada, desta forma podemos afirmar que em todos os casos estamos a amplificar o sinal através do fenómeno da transmissão ótica extraordinária.

4.5 Elementos metálicos retangulares conjugados com circulares

- Ouro

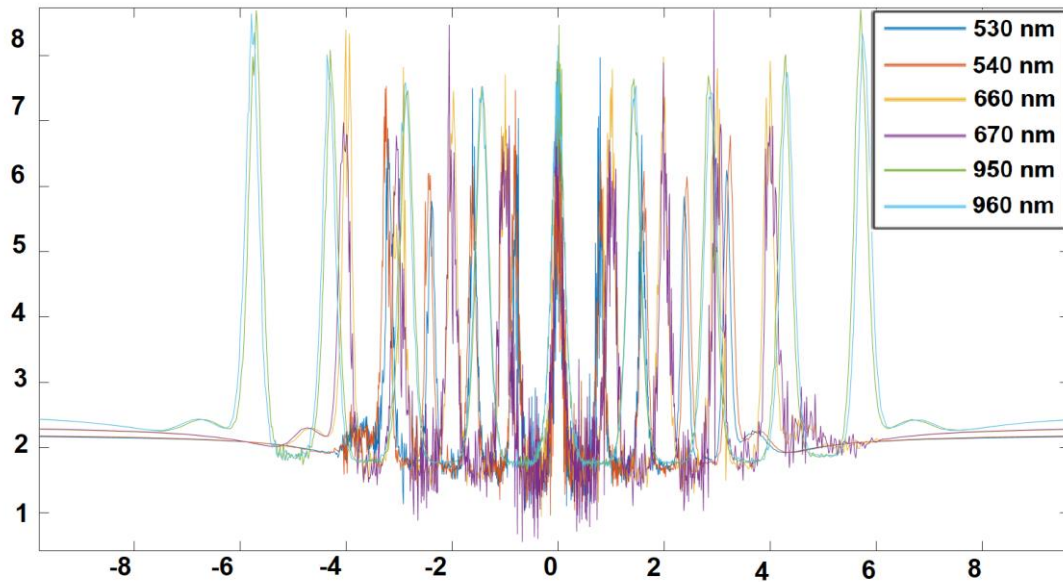


Figura 30 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com circulares em ouro

- Platina

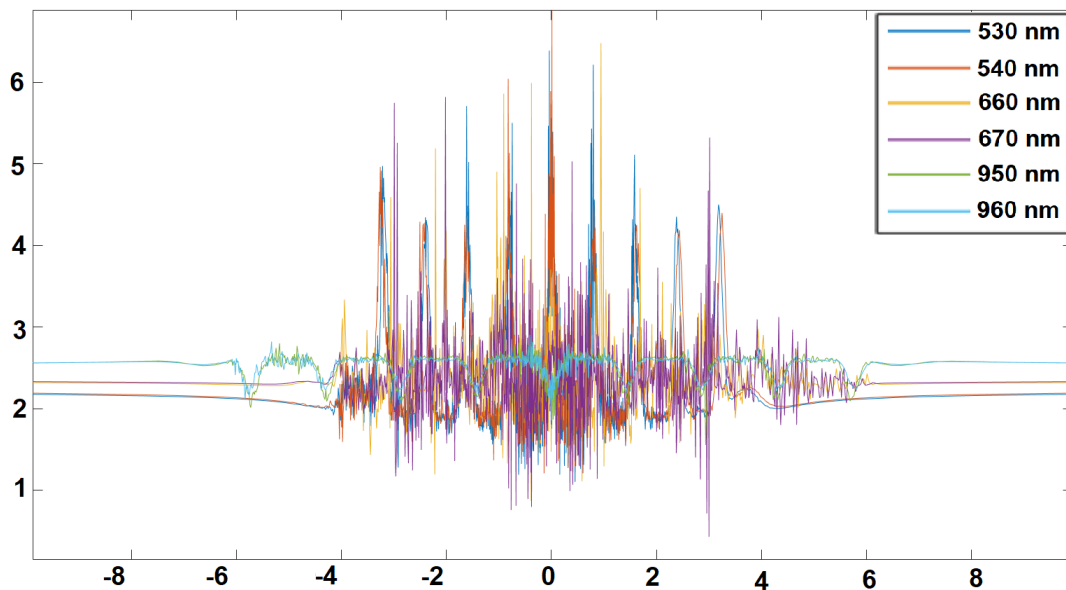


Figura 31 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com circulares em platina

- **Alumínio**

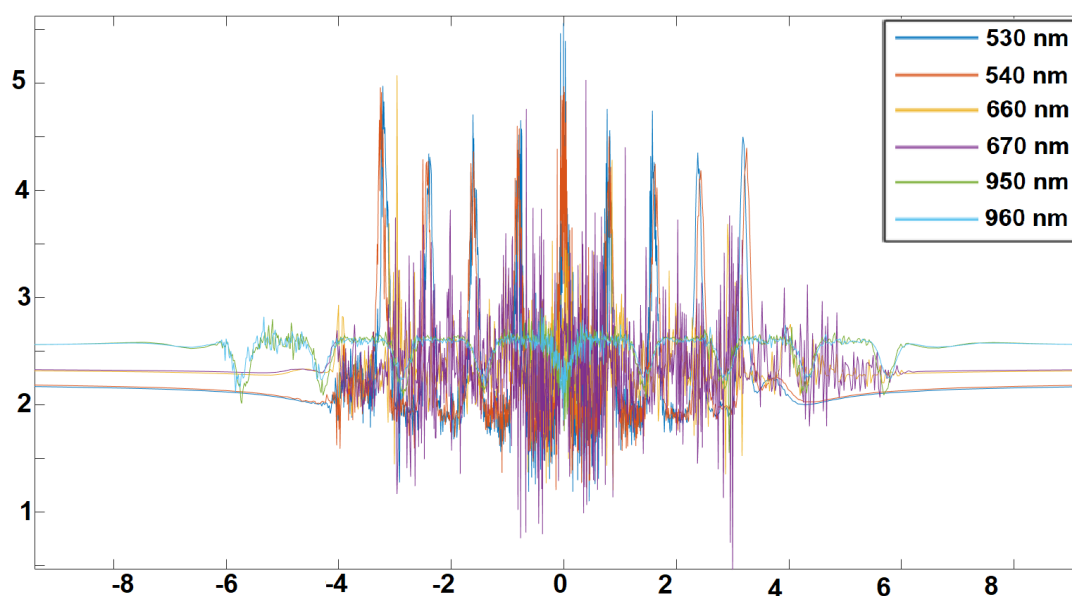


Figura 32 - Campo normalizado à saída da antena quando são utilizados elementos metálicos retangulares conjugados com circulares em alumínio

Campo máximo recebido	530nm	540nm	660nm	670nm	950nm	960nm
Ouro	8.0	7.8	8.4	8.1	8.7	8.6
Platina	6.4	6.9	6.5	5.8	2.9	2.9
Alumínio	5.4	5.0	5.1	5.0	2.9	2.9

Tabela 5 - Valor máximo do campo normalizado à saída da antena para os diversos casos

Pela observação das Figura 30, 30 e 31 e analisando a Tabela 5 verifica-se que os melhores desempenhos se registam quando os elementos metálicos são constituídos por ouro e quando o comprimento de onda da radiação incidente é de 950nm e 960nm. Os piores desempenhos são registados para o tanto para o alumínio como para a platina nos comprimentos de onda de 950nm e 960nm. Relativamente às 28 ainda à possível notar a característica arredondada dos máximos e dos mínimos devido à presença de elementos redondos na simulação.

É importante referir que para todos os casos presentes na tabela, os valores do campo normalizado são sempre superiores a 1, ou seja, a intensidade do campo à saída da antena é sempre superior ao sinal de entrada, desta forma podemos afirmar que em todos os casos estamos a amplificar o sinal através do fenómeno da transmissão ótica extraordinária

Analisando todos os casos estudados é possível concluir que para todos os casos está presente o efeito da transmissão óptica extraordinária, já que o campo normalizado à saída da antena é sempre superior a 1. O objetivo principal é maximizar o campo à saída da antena, e através dos dados apresentados é possível determinar que a melhor opção ocorre na situação em que usamos elementos metálicos retangulares de platina, para um comprimento de onda de 950nm, deste modo todas as próximas simulações farão uso destas especificações.

4.6 Otimização dos resultados numéricos

O COMSOL Multiphysics recorre ao método de elementos finitos para calcular os valores do campo elétrico ao longo do modelo, recorrendo a malhas para resolver os sistemas de equações que descrevem o problema. Inicialmente, para a determinação das *cutlines* e para a análise do comprimento de onda da radiação, dos esquemas de arranjos e do material que constitui os elementos metálicos foram apenas utilizadas malhas triangulares pré-definidas pelo programa. Esta malha demonstrava uma boa performance no que toca ao processamento do modelo e apresentada também uma boa qualidade de resultados.

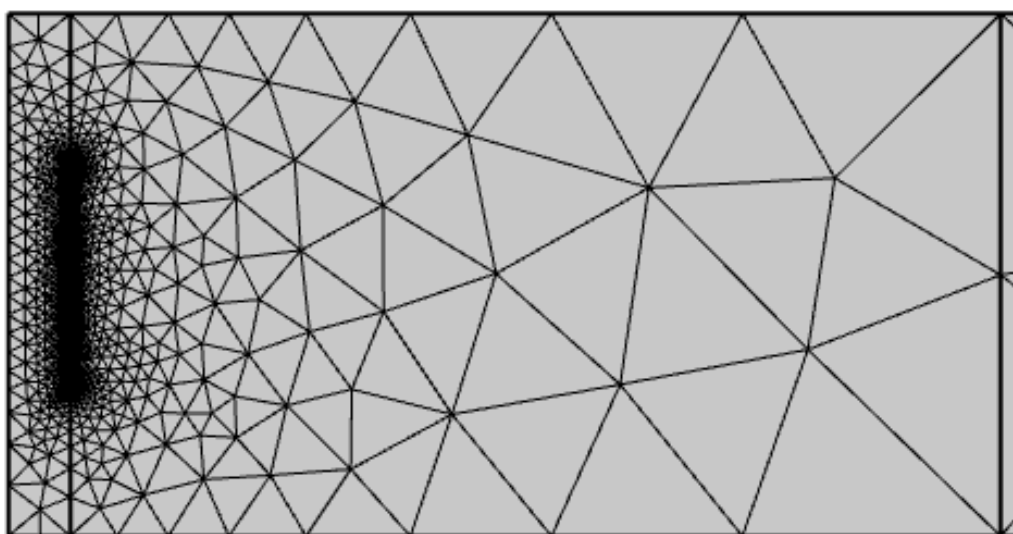


Figura 33 - Malha utilizada inicialmente, gerada automaticamente pelo COMSOL

Para a realização das simulações com as diversas camadas da pele integradas no modelo a malha definida pelo COMSOL deixou de ser vantajosa, já que, para distância muito afastadas da fonte de emissão os dados obtidos eram bastante escassos não permitindo analisar o modelo da melhor forma. Na Figura 34 é possível observar que a densidade de pontos onde o campo é analisado é demasiado baixo, impossibilitando obter resultados fidedignos para o modelo.

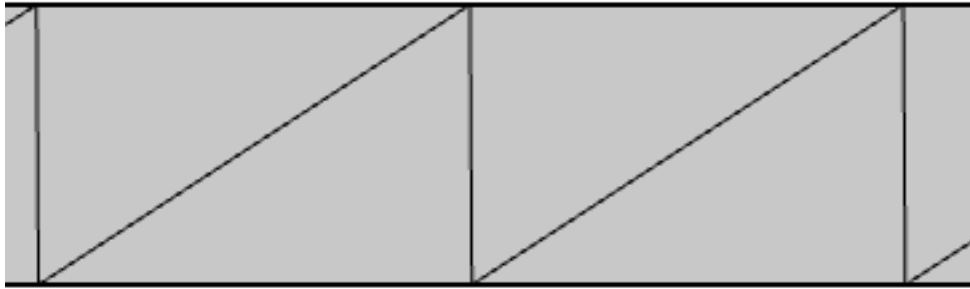


Figura 34 - Malha gerada automaticamente pelo COMSOL observada num ponto afastado da fonte de emissão

De modo a solucionar o problema da densidade da malha, foi gerada uma alternativa controlada pelo utilizador, a malha utilizada foi do tipo triangular, nos parâmetros da escala da geometria foi definido que *x-direction scale*= 40 e *y-direction scale*=40. No controlo de entidades o *number of iterations* foi definido como 4 e o *Maximum element depth to process* foi definido como 4.

Na Figura 35 está representada a malha definida manualmente, como é possível verificar tanto no limite esquerdo como no limite direito obtivemos uma boa densidade de pontos, obtendo um bom equilíbrio entre a performance da malha e o tempo de processamento dos dados.

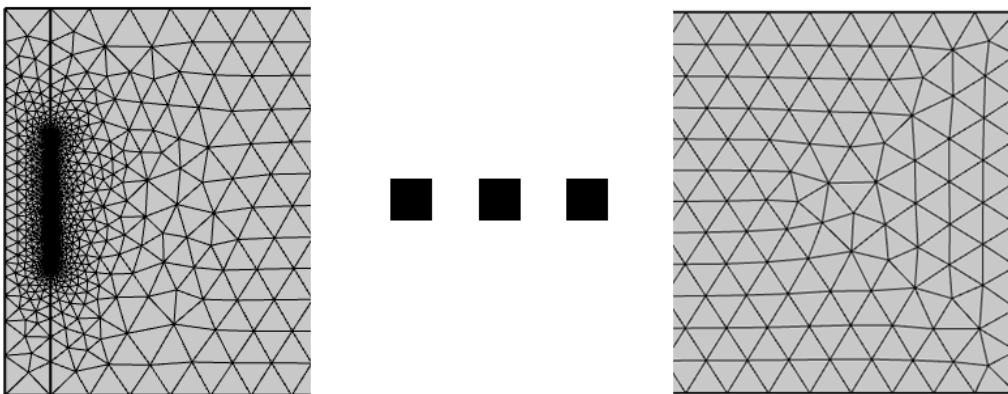


Figura 35 - Malha definida manualmente no COMSOL

Na figura Figura 36 - Comparação entre o campo elétrico recebido à entrada da camada da derme para uma malha automática e para uma malha manual é possível observar a diferenças na performance entre as duas malhas, no primeiro caso em que recorreremos à malha gerada automaticamente, a densidade reduzida de pontos de análise levam a que o gráfico apresente o comportamento do campo elétrico de forma errada, o facto de existirem um numero baixo de pontos de análise levam a que sejam feitas aproximações que induzem um erro face ao valor real do campo. No segundo caso em que recorreremos à malha gerada manualmente, através do aumento do número de

pontos de análise é possível observar a variação do campo elétrico em função da posição com muito maior detalhe.

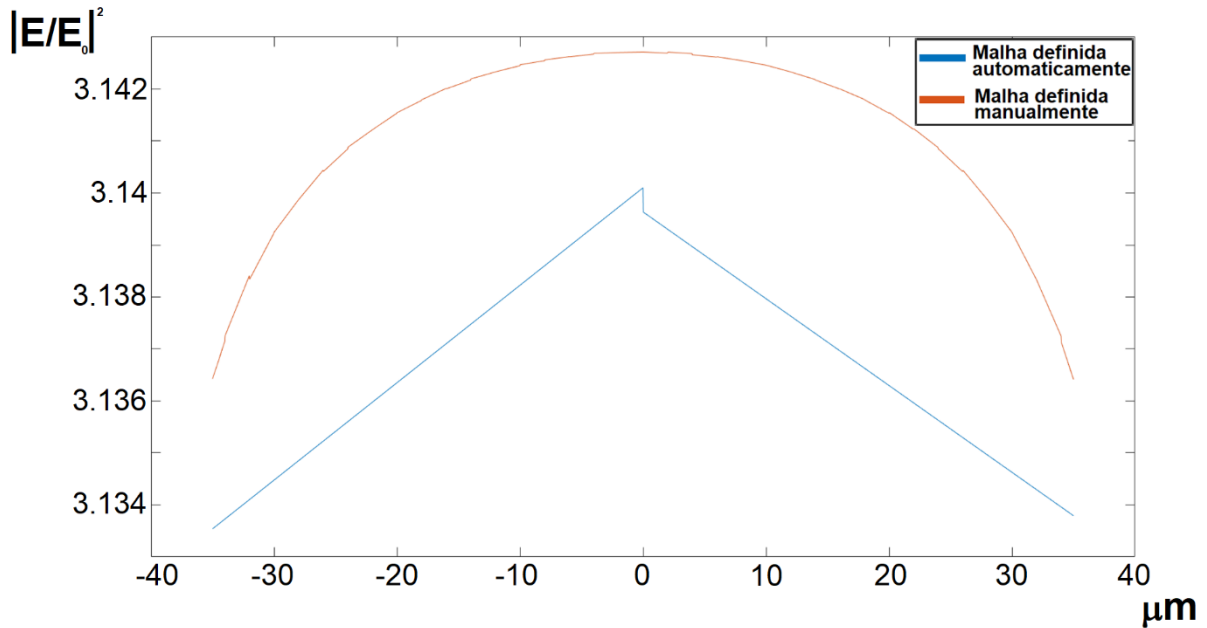


Figura 36 - Comparação entre o campo elétrico recebido à entrada da camada da derme para uma malha automática e para uma malha manual

4.7 Estudo do modelo real

Após definir a malha como manual, e tendo um bom rigor nos resultados obtidos foram iniciadas as simulações para o modelo real. Este modelo consiste na adição das camadas da pele ao modelo de elementos metálicos em platina, deste modo ficamos com uma sequência de 4 secções. A primeira secção foi a estrutura já analisada que é constituída pela nanoantena, à direita desta foi adicionada a segunda secção que representa a camada da epiderme, à direita da epiderme foi adicionada uma terceira secção que representa a camada da derme, por último à direita desta foi adicionada uma secção que representa a camada da hipoderme, o esquema deste modelo está representado na Figura 37.

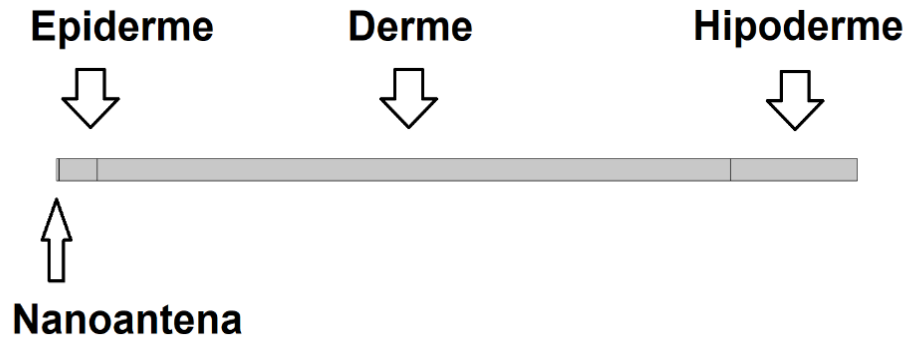


Figura 37 - Esquema da organização das camadas do modelo real

Para realizar esta simulação foram criados 4 cenários tipo, esses dois cenários correspondem a duas pessoas, uma caucasiana de pele clara e outra pessoa africana de pele escura. Nas tabelas seguintes estão presentes todos os parâmetros que estão associados a cada pessoa tipo

Tabela 6 - Dados da simulação relativamente à pessoa caucasiana (fase cardíaca - sístole)

<i>Camadas da pele caucasiano (sístole)</i>	<i>Condutividade (S/m)</i>	<i>Índice de refração (Real)</i>	<i>Índice de refração (Imaginário)</i>	<i>Espessura da camada</i>
<i>epiderme</i>	0.95	1.40	$5 \cdot 10^{-5}$	140
<i>derme</i>	0.2	1.39	$5 \cdot 10^{-6}$	4700
<i>hipoderme</i>	0.7	1.40	$2.5 \cdot 10^{-4}$	470

Tabela 7 - Dados da simulação relativamente à pessoa caucasiana (fase cardíaca - diástole)

<i>Camadas da pele caucasiano (diástole)</i>	<i>Condutividade (S/m)</i>	<i>Índice de refração (Real)</i>	<i>Índice de refração (Imaginário)</i>	<i>Espessura da camada</i>
<i>epiderme</i>	0.95	1.40	$5 \cdot 10^{-5}$	140
<i>derme</i>	0.2	1.39	$5 \cdot 10^{-6}$	4700
<i>hipoderme</i>	0.7	1.45	$2.5 \cdot 10^{-5}$	470

Tabela 8 - Dados da simulação relativamente à pessoa africano (fase cardíaca - sístole)

<i>Camadas da pele africano (sístole)</i>	<i>Condutividade (S/m)</i>	<i>Índice de refração (Real)</i>	<i>Índice de refração (Imaginário)</i>	<i>Espessura da camada</i>
<i>epiderme</i>	0.95	1.45	$5 \cdot 10^{-5}$	140
<i>derme</i>	0.2	1.39	$5 \cdot 10^{-6}$	4700
<i>hipoderme</i>	0.7	1.40	$2.5 \cdot 10^{-4}$	470

Tabela 9 - Dados da simulação relativamente à pessoa africano (fase cardíaca - sístole)

Camadas da pele africano (diástole)	Condutividade (S/m)	Índice de refração (Real)	Índice de refração (Imaginário)	Espessura da camada
epiderme	0.95	1.45	$5 \cdot 10^{-5}$	140
derme	0.2	1.39	$5 \cdot 10^{-6}$	4700
hipoderme	0.7	1.45	$2.5 \cdot 10^{-5}$	470

Por forma a analisar a variação do campo magnético foram adicionadas novas *cutlines* ao modelo. As *cutlines* estão localizadas nas extremidades das fronteiras entre as diferentes secções, a *cutline sensor* está localizada entre o sensor e a epiderme, a *cutline epiderme* está localizada entre a epiderme e a derme, a *cutline derme* está localizada entre a derme e a hipoderme, por fim a *cutline hipoderme* está localizada na extremidade direita do nosso esquema.

Após correremos as simulações obtivemos os seguintes resultados apresentados na Figura 38

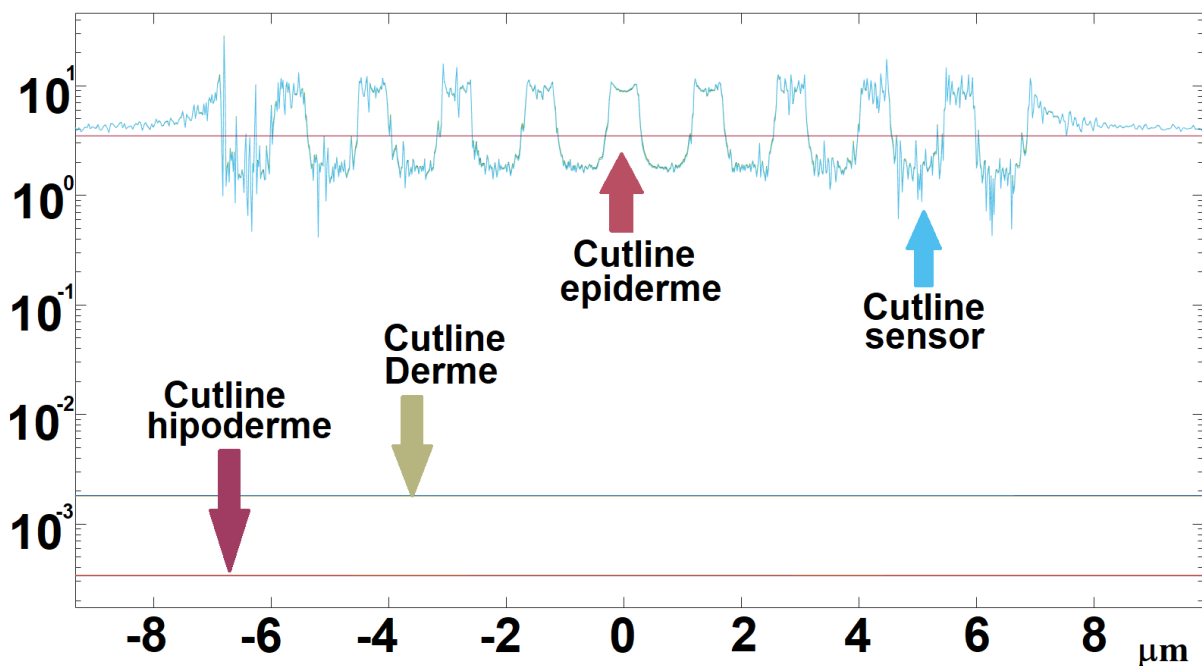


Figura 38 – estudo *cutlines* modelo real (gráfico logarítmico)

Apesar de apenas observarmos 4 gráficos distintos para as *cutlines*, nesta figura encontra-se todos os 8 gráficos que descrevem o comportamento do campo elétrico ao longo das diferentes camadas para os 2 cenários tipo introduzidos. As pequenas variações nos dados do modelo, foram introduzidas propositadamente para demonstrar que a sensibilidade de um oxímetro deve ser elevada para detetar a mais pequena das variações. De seguida são apresentados os gráficos com os dados obtidos da simulação para o indivíduo caucasiano e para o indivíduo africano.

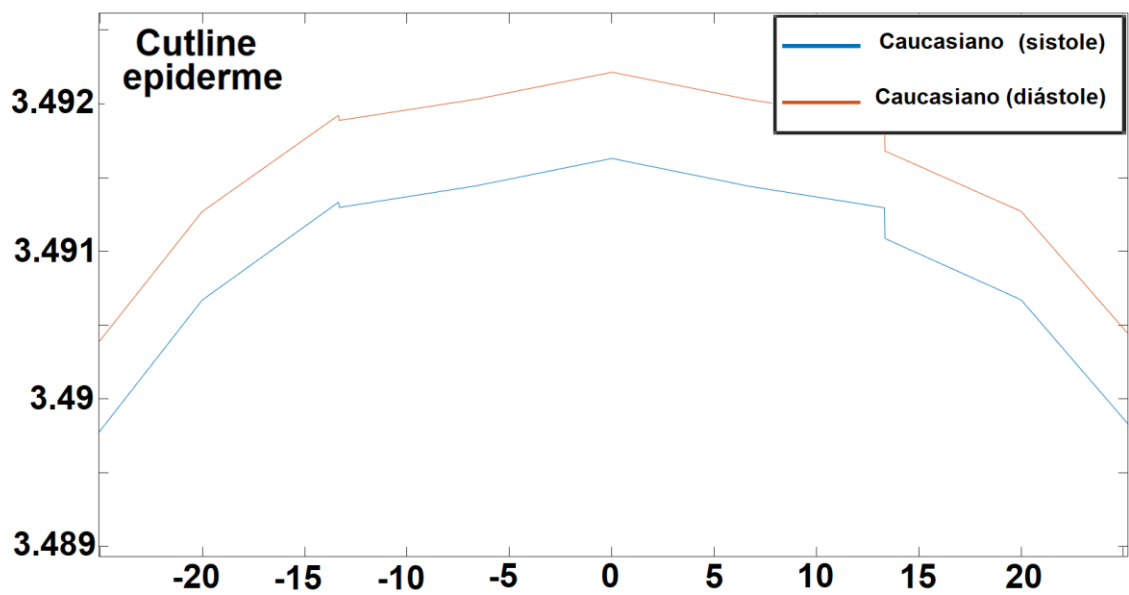


Figura 39 - Resultados da simulação cutline epiderme para um individuo caucasiano

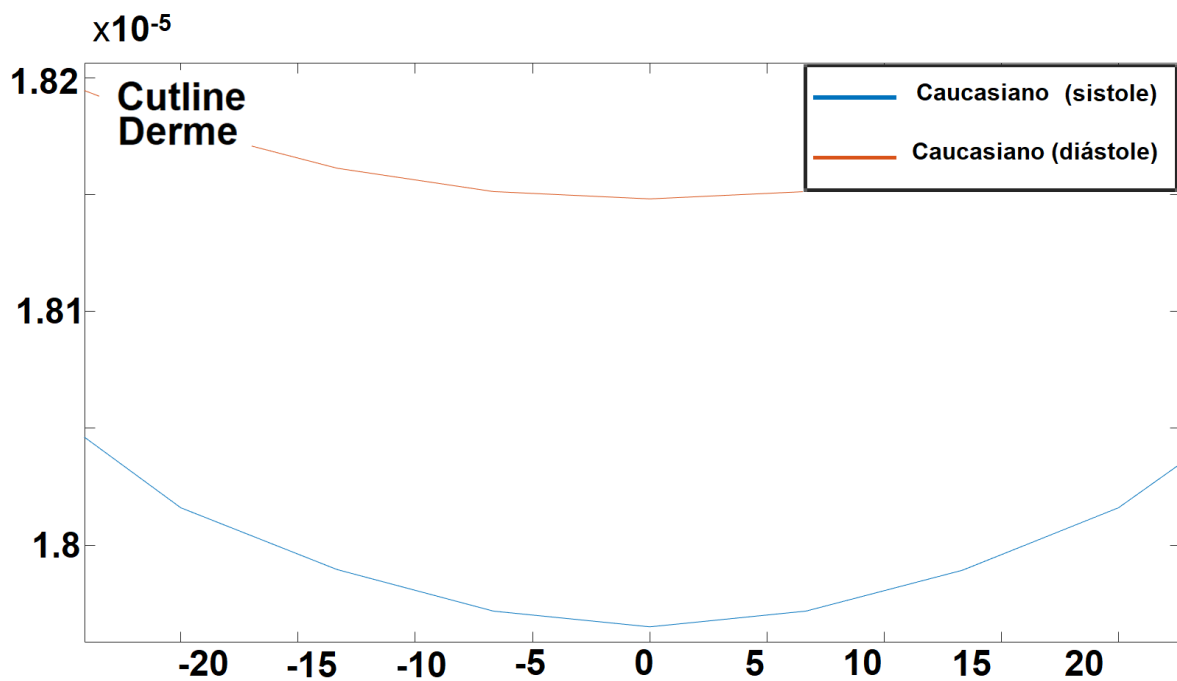


Figura 40 - Resultados da simulação cutline derme para um individuo caucasiano

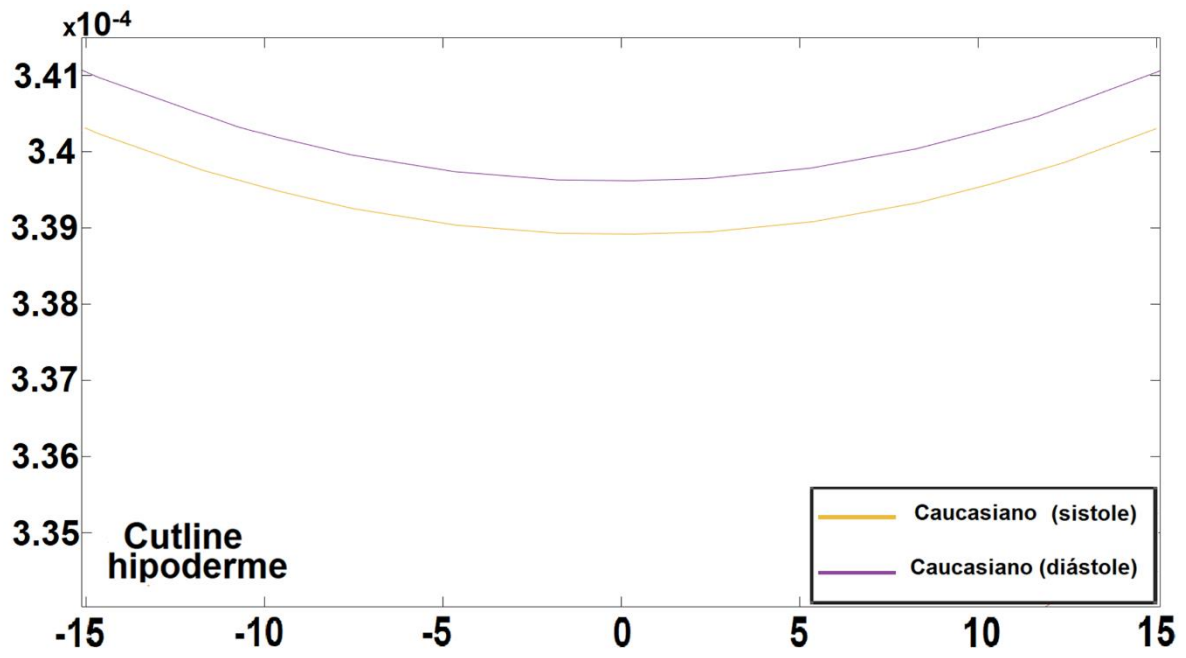


Figura 41 - resultados da simulação cutline hipoderme para um individuo caucasiano

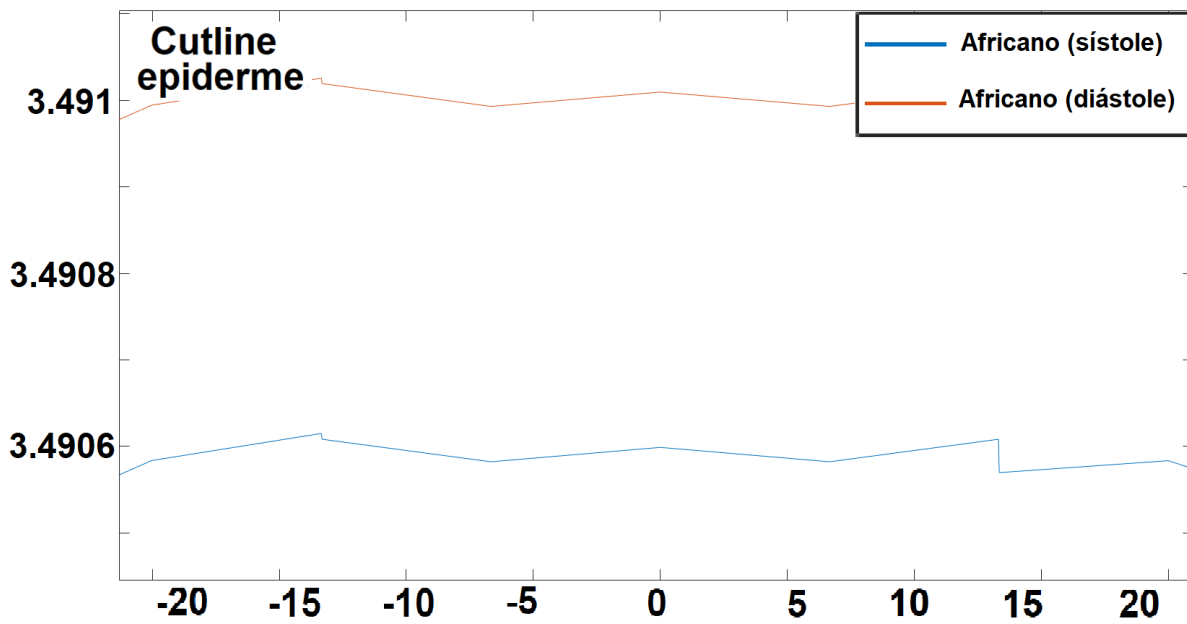


Figura 42 - Resultados da simulação cutline epiderme para um individuo africano

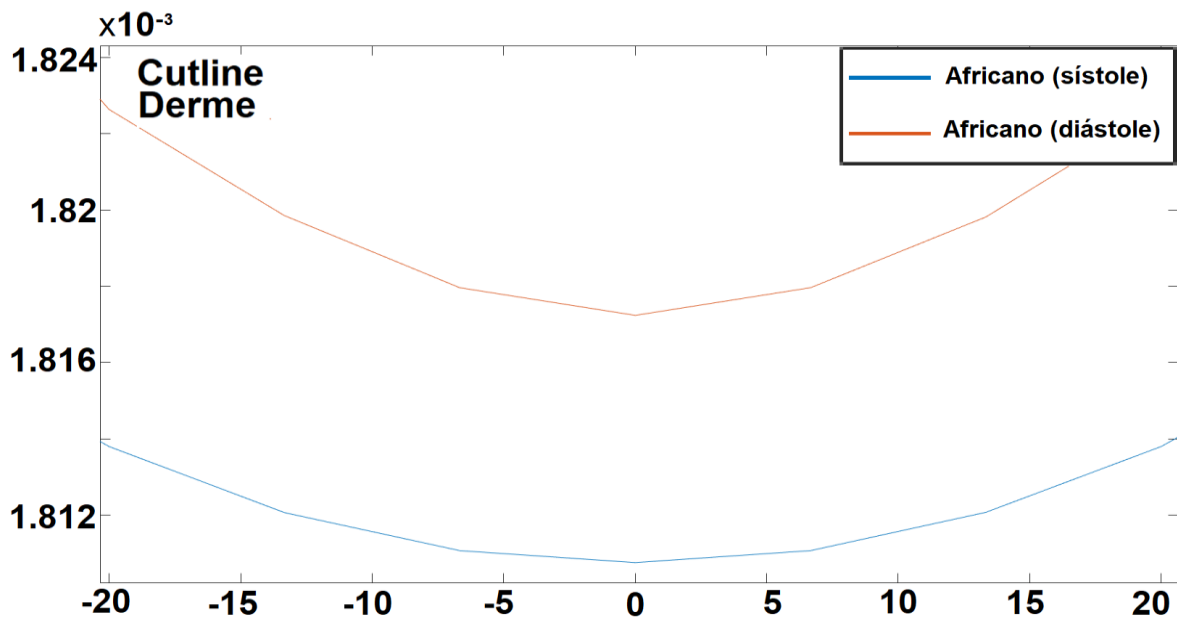


Figura 43 - Resultados da simulação cutline derme para um individuo africano

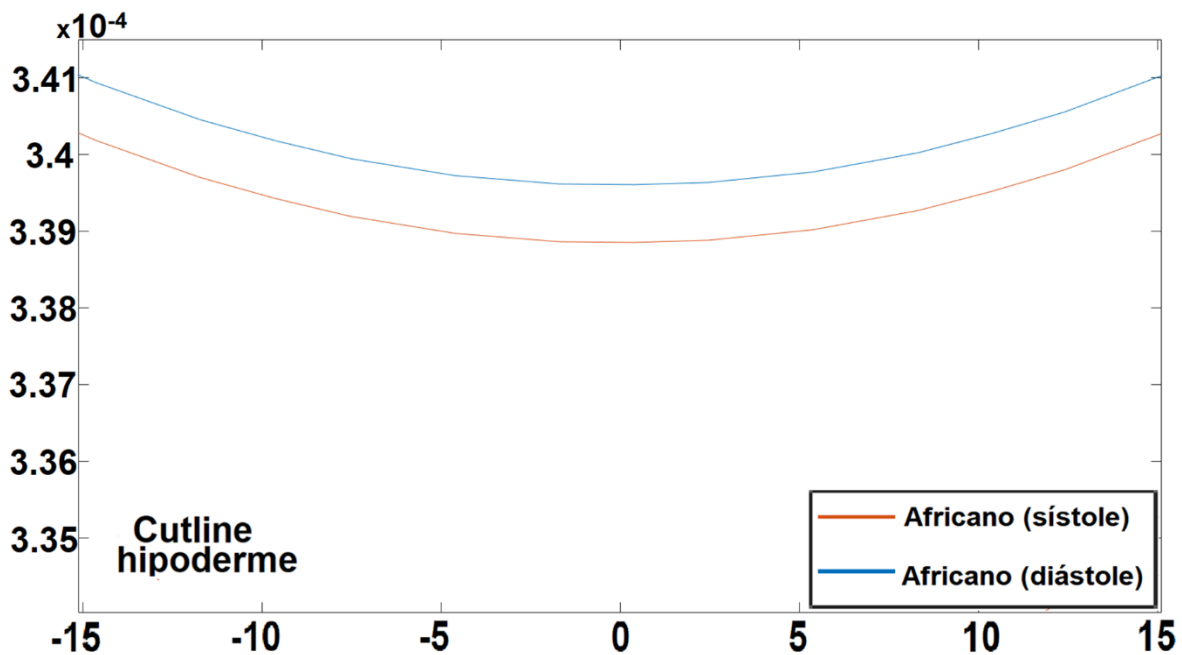


Figura 44 - Resultados da simulação cutline hipoderme para um individuo africano

Durante a fase da sístole há um aumento da quantidade de sangue nos vasos capilares, que segundo a Figura 12, para o comprimento de 950 nm, irá causar uma maior atenuação devido à quantidade elevada de sangue rico em oxigénio que percorre as veias. Deste modo podemos afirmar que tanto para o cenário do individuo caucasiano como para o individuo africano é possível observar-se nas figuras anteriores que o campo elétrico para o caso da sístole é sempre inferior comparando com a diástole, o que está de acordo com o esperado. Deste modelo podemos concluir que o modelo pode

ser aplicado para calcular o campo elétrico quando este percorre as camadas da pele.

Capítulo 5

5 Conclusões

5.1 Introdução

Esta dissertação tem como objetivo estudar a vantagem do uso das nanoantenas para aumentar a sensibilidade dos biossensores. Neste capítulo são apresentadas as conclusões em geral do trabalho efetuado. Como já foi referido anteriormente, os resultados numéricos foram obtidos através do COMSOL Multiphysics.

Ainda nestes capítulos serão apresentadas as propostas de trabalho futuro no âmbito do tema tratado nesta dissertação de mestrado

5.2 Considerações Finais

A realização desta dissertação passou inicialmente pelo desenvolvimento de um capítulo do estado da arte (capítulo 2), de seguida foi realizada uma fundamentação teórica (capítulo 3) e para

finalizar realizaram-se as apresentações dos resultados das simulações e as respetivas conclusões (capítulo 4, capítulo 5 e capítulo 6)

No segundo capítulo que corresponde ao estado da arte, são apresentados os conceitos básicos relacionados com as aplicações dos biossensores e nanoantenas, assim como temas essenciais sobre os parâmetros biométricos do corpo humano que são fundamentais para entender todo o restante trabalho realizado.

No terceiro capítulo são apresentados os fundamentos da oximetria, toda a teoria por trás de como os oxímetros funcionam e em que leis são baseados. Neste capítulo são também apresentados as limitações da oximetria, sendo explicado as vantagens e desvantagem da utilização dos mesmos face a outras tecnologias semelhantes. Para finalizar este capítulo são abordadas as propriedades óticas da pele onde são abordados os tipos de interação luz/matéria que podem ocorrer quando a luz se propaga pelas camadas da pele e quais são os principais constituintes da pele a ter em conta e que participam nessas interações.

No quarto capítulo são apresentados os resultados das simulações, obtidos através do COMSOL, as simulações passam por testar o comportamento das nanoantenas para diferentes comprimentos de onda, onde são variados os materiais em que as antenas são constituídas e os esquemas de arranjo dos elementos metálicos. Após ser determinado qual a nanoantena que apresenta o melhor desempenho as simulações focam-se numa vertente mais real onde são adicionadas as camadas da pele com o objetivo de estudar o comportamento do campo elétrico ao percorrer essas camadas. Para finalizar as simulações são criados 4 cenários tipos que permitem confirmar a veracidade do modelo aplicado já que os resultados obtidos na simulação vão de encontro ao que era esperado.

Esta dissertação de mestrado demonstra então que o uso de nanoantenas, mais especificamente as nanoantenas de fendas com dimensões inferiores ao comprimento de onda podem ser aplicadas em biossensores por forma a aumentar a sensibilidade dos mesmos.

Em suma, a realização desta dissertação permitiu adquirir um vasto leque de conhecimentos técnicos e teóricos não só em áreas na nanotecnologia como também em áreas fora do leque de formação de um aluno do curso de Mestrado em Engenharia Eletrotécnica e de Computadores, como é o caso da área que anatomia que exigiu um estudo intensivo de forma a compreender melhor a constituição e funcionamento do corpo humano.

5.3 Contribuições originais

Esta dissertação apresenta um trabalho pouco explorado pelas Forças Armadas, mas que deveria receber muito mais atenção já que a segurança dos militares deveria ser primeira prioridade.

O fenómeno da transmissão ótica extraordinária trás inúmeras vantagens para os biossensores

que podem ser aplicadas tanto a nível civil com militar. O fenómeno da EOT para além de ser aplicado em biossensores também pode ser aplicado na área das comunicações óticas, um assunto que é pouco abordado e que pode trazer inúmeras vantagens em termos de aplicações no futuro.

Nesta dissertação foi efetuado um estudo e simulação do comportamento de uma nanoantena de fendas com dimensões inferiores ao comprimento de onda. Para todas as simulações foi possível observar que o fenómeno da EOT ocorria.

5.4 Perspetivas futuras

Dado que esta dissertação se concentra num tema atual existe um vasto leque de trabalhos futuros que possam ser interessantes de explorar.

Como perspetivas futuras seria interessante realizar simulações em 3D e comparar com os resultados obtidos nesta dissertação. Apesar de o modelo em 2D apresentar resultados favoráveis seria interessante compará-los com modelo realizado em 3D e perceber em que medida este poderia ser melhorado, já que devido a várias simplificações o modelo 2D acaba sempre por divergir um pouco dos resultados reais.

Seria também interessante realizar um estudo comparando as diferenças dos resultados que seriam obtidos caso fosse usado outro comprimento de onda diferente do escolhido.

Referências bibliográficas

- [1] A. H. Silva, C. Dal Pizzol, and T. Creczynski-Pasa, “Nanotecnologia: Paradigma entre Benefícios e Riscos,” 2012. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/272147282>
- [2] I. Blumenthal, “THE DEVELOPMENT OF THE CLINICAL THERMOMETER,” 1998.
- [3] A. Sapra, A. Malik, ; Priyanka, and B. Affiliations, “Vital Sign Assessment.”
- [4] O. S. Fathabadi, T. J. Gale, J. C. Olivier, and P. A. Dargaville, “Automated control of inspired oxygen for preterm infants: What we have and what we need,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 28. Elsevier Ltd, pp. 9–18, Jul. 01, 2016. doi: 10.1016/j.bspc.2016.03.002.
- [5] G. C. Gutiérrez-Tobal, M. L. Alonso-Álvarez, D. Álvarez, F. del Campo, J. Terán-Santos, and R. Hornero, “Diagnosis of pediatric obstructive sleep apnea: Preliminary findings using automatic analysis of airflow and oximetry recordings obtained at patients’ home,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 18, pp. 401–407, 2015, doi: 10.1016/j.bspc.2015.02.014.
- [6] J. G. Webster, *Design of pulse oximeters*. Institute of Physics Pub, 1997.
- [7] J. Abd Sukor, M. S. Mohktar, S. J. Redmond, and N. H. Lovell, “Signal quality measures on pulse oximetry and blood pressure signals acquired from self-measurement in a home environment,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 19, no. 1, pp. 102–108, Jan. 2015, doi: 10.1109/JBHI.2014.2361654.
- [8] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, and M. Yoshida, “Wearable photoplethysmographic sensors—past and present,” *Electronics* , vol. 3, no. 2. MDPI AG, pp. 282–302, Apr. 23, 2014. doi: 10.3390/electronics3020282.
- [9] R. Yousefi, M. Nourani, S. Ostadabbas, and I. Panahi, “A motion-tolerant adaptive algorithm for wearable photoplethysmographic biosensors,” *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 18, no. 2, pp. 670–681, 2014, doi: 10.1109/JBHI.2013.2264358.
- [10] K. Li, S. Warren, and B. Natarajan, “Onboard tagging for real-time quality assessment of photoplethysmograms acquired by a wireless reflectance pulse oximeter,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 1, pp. 54–63, Feb. 2012, doi: 10.1109/TBCAS.2011.2157822.
- [11] B. Venema, J. Schiefer, V. Blazek, N. Blanik, and S. Leonhardt, “Evaluating Innovative In-Ear Pulse Oximetry for Unobtrusive Cardiovascular and Pulmonary Monitoring During Sleep,” *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, vol. 1, pp. 2700208–2700208, Aug. 2013, doi: 10.1109/jtehm.2013.2277870.
- [12] D. Li, H. Zhao, and S. Dou, “A new signal decomposition to estimate breathing rate and heart rate from photoplethysmography signal,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 19, pp. 89–95, May 2015, doi: 10.1016/j.bspc.2015.03.008.
- [13] R. Jaafar and M. A. A. Rozali, “Estimation of breathing rate and heart rate from

- photoplethysmogram,” in *Proceedings of the 2017 6th International Conference on Electrical Engineering and Informatics: Sustainable Society Through Digital Innovation, ICEEI 2017*, Mar. 2018, vol. 2017-November, pp. 1–4. doi: 10.1109/ICEEI.2017.8312414.
- [14] F. de Engenharia, D. Fonseca Cruz, D. Carlos Manuel Pereira Cabrita Coorientador, and D. Eduardo Manuel Godinho Rodrigues, “UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR Sensor de Fotoplethysmografia por Reflexão sem Fios: Projeto e Desenvolvimento de Hardware.”
- [15] A. E. Krasnok *et al.*, “Optical nanoantennas,” *Uspekhi Fizicheskikh Nauk*, vol. 183, no. 6, pp. 561–589, 2013, doi: 10.3367/ufnr.0183.201306a.0561.
- [16] T. H. Taminiau, F. D. Stefani, and N. F. van Hulst, “Enhanced directional excitation and emission of single emitters by a nano-optical Yagi-Uda antenna,” *Optics Express*, vol. 16, no. 14, p. 10858, Jul. 2008, doi: 10.1364/oe.16.010858.
- [17] R. Gomes, M. J. Martins, A. Baptista, and J. Torres, “Translating rF Concepts in an Antenna Theory to the Optical Domain,” 2017.
- [18] Q. H. Park, “Optical antennas and plasmonics,” *Contemporary Physics*, vol. 50, no. 2, pp. 407–423, Mar. 2009, doi: 10.1080/00107510902745611.
- [19] A. S. M. Z. Kausar, A. W. Reza, T. A. Latef, M. H. Ullah, and M. E. Karim, “Optical nano antennas: State of the art, scope and challenges as a biosensor along with human exposure to nanotoxicology,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 15, no. 4. MDPI AG, pp. 8787–8831, Apr. 15, 2015. doi: 10.3390/s150408787.
- [20] “Electromagnetic Waves and Antennas.”
- [21] “4. Sensores/Transdutores 4.1. Conceitos Gerais.”
- [22] E. D. Chan, M. M. Chan, and M. M. Chan, “Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations,” *Respiratory Medicine*, vol. 107, no. 6. pp. 789–799, Jun. 2013. doi: 10.1016/j.rmed.2013.02.004.
- [23] J. Lee and K. H. Chon, “Time-varying autoregressive model-based multiple modes particle filtering algorithm for respiratory rate extraction from pulse oximeter,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 3 PART 2, pp. 790–794, Mar. 2011, doi: 10.1109/TBME.2010.2085437.
- [24] R. G. Haahr *et al.*, “An electronic patch for wearable health monitoring by reflectance pulse oximetry,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 6, no. 1, pp. 45–53, Feb. 2012, doi: 10.1109/TBCAS.2011.2164247.
- [25] S. V. Gubbi and B. Amrutur, “Adaptive pulse width control and sampling for low power pulse oximetry,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 9, no. 2, pp. 272–283, Apr. 2015, doi: 10.1109/TBCAS.2014.2326712.
- [26] G. Pang and C. Ma, “A Neo-Reflective Wrist Pulse Oximeter,” *IEEE Access*, vol. 2, pp. 1562–1567, 2014, doi: 10.1109/ACCESS.2014.2382179.

- [27] K. M. Warren, J. R. Harvey, K. H. Chon, and Y. Mendelson, "Improving pulse rate measurements during random motion using a wearable multichannel reflectance photoplethysmograph," *Sensors (Switzerland)*, vol. 16, no. 3, Mar. 2016, doi: 10.3390/s16030342.
- [28] C. Y. Huang, M. C. Chan, C. Y. Chen, and B. S. Lin, "Novel wearable and wireless ring-type pulse oximeter with multi-detectors," *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 9, pp. 17586–17599, 2014, doi: 10.3390/s140917586.
- [29] P. D. Mannheim, J. R. Casciani, M. E. Fein, and S. L. Nierlich, "Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry," 1997.
- [30] E. Mohajerani, "Mechanisms of Laser-Tissue Interaction: I. Optical Properties of Tissue," 2011. [Online]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/267219129>
- [31] I. v. Meglinski and S. J. Matcher, "Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions," *Physiological Measurement*, vol. 23, no. 4, pp. 741–753, Nov. 2002, doi: 10.1088/0967-3334/23/4/312.
- [32] "BIOMEDICAL OPTICS."
- [33] Steven L. Jacques, "<https://omlc.org/news/jan98/skinoptics.html>," *Oregon Medical Laser Center News*, Jan. 1998.
- [34] D. J. Segelstein, "<https://omlc.org/spectra/water/data/segelstein81.txt>," *The complex refractive index of water*, University of Missouri-Kansas City, 1981.
- [35] Steven Jackes, "<https://omlc.org/spectra/melanin/>."
- [36] Steven Jacques, "<https://omlc.org/spectra/melanin/extcoeff.html>."