

Estudo comparativo de diversas nanoantenas óticas e sua integração em biossensores

Ricardo Moura; João Torres; Maria João Martins

Academia Militar

Lisboa, Portugal

moura.rmg2@exercito.pt; torres.jpn@exercito.pt; mariajoaomartins2@gmail.com

Resumo — A área da nanotecnologia tem uma vasta amplitude e aplicação. Esta tem como base sistemas nanométricos com propriedades muito características, podendo ser estas aplicadas, por exemplo, à segurança, saúde, desenvolvimento de armamento e comunicações. O objetivo deste trabalho consiste num estudo comparativo de uma nanoantena de tipologia Bowtie para operar com um biossensor. Neste trabalho foi realizado um estudo teórico acerca de biossensores, nanoantenas óticas, propriedades óticas, agregados de duas antenas e transmissão ótica extraordinária. Foi dimensionada uma nanoantena ótica Bowtie de forma a analisar o seu comportamento em regimes óticos e compará-los com a teoria. Em relação aos resultados obtidos, conseguiu-se obter transmissão ótica extraordinária na maioria das estruturas, destacando-se as seguintes: estrutura composta por dielétrico-nanoestrutura-substrato, onde a subestrutura da nanoantena é composta por metal (alumínio) e envolvente de dióxido de silício; estrutura composta por dielétrico-nanoantena-substrato, da qual a subestrutura da nanoantena é composta por dióxido de silício e uma placa de metal por baixo das nanoantenas Bowtie.

I. INTRODUÇÃO

Todos os dias usa-se antenas nos nossos dispositivos sem que se note. Estas são muito diversificadas e têm diversas aplicações sendo uma delas, os sistemas de comunicação. Estes apresentam uma antena emissora e uma recetora e podem trabalhar em diversas frequências. Sem as antenas é impossível haver comunicações, uma vez que, estas têm com função a transmissão de radiação eletromagnética. A evolução dos sistemas de comunicação passa pela implementação de comunicações óticas. A migração para as comunicações óticas dá-se devido à sua grande largura de banda e à saturação das bandas de rádio frequência (RF). A mudança de antenas de RF já está a ser efetuada para antenas óticas, mas a sua aplicação e desenvolvimento é de muito difícil modelação pois trabalha em escalas muito pequenas onde a precisão é um fator preponderante.

Este tipo de dispositivo tem diversas aplicações na medicina, na informática e nas telecomunicações. No ramo da medicina e mais especificamente na ciência biomédica tem sido alvo de diversos estudos como os biossensores, deteção de células cancerígenas e desobstrução de artérias.

Esta dissertação revela-se por isso, de extrema utilidade não só para o setor civil, mas também para o setor militar. Estes biossensores podem ser incluídos no fardamento, equipamento de combate e na própria pessoa. Aplicações como deteção de ameaças, segurança de proteção do soldado, monitorização do estado de saúde do soldado, e ainda desenvolvimento de armamento são algumas dos desenvolvimentos que podem ser realizados com o estudo desta temática. Existem já aplicações

desta tecnologia com segurança [3], [4] em pessoas [2] e também em boias [1], veículos não tripulados [2].

O setor militar tem de evoluir também neste ramo da engenharia pois é uma mais-valia com enorme impacto a curto, médio e longo prazo. É de extrema importância para o Exército Português (EP) assim como é para as Forças Armadas (FA) de outros países. As prioridades de investigação para o EP passam pelo estudo e implementação de comunicações óticas. Estas têm como vantagens: capacidade muito elevada nas ligações entre os satélites e as plataformas de receção no espaço; nas redes de aeronaves; no aumento do débito de dados entre as ligações ar-terra [5]. Outra prioridade de investigação passa pelo estudo de biossensores de forma a se ter uma monitorização de diversos parâmetros biológicos [6]. Assim é de extrema importância o seu estudo e aprofundamento, que é o que se propôs realizar neste trabalho.

II. NANOANTENAS ÓTICAS

As nanoantenas têm uma aplicação muito grande em biologia, uma vez que é possível interagir com células e controlar os seus marcadores através de limitações de frequências de ressonância. A interação da luz com as células é um enorme avanço, uma vez que pode ajudar na luta contra o cancro e outras patologias [10].

Uma forma de criar um biossensor baseado em transmissão ótica extraordinária (TOE) é descrita na Fig. 1, onde cada lado da nanoantena está em contacto com um material diferente. Tem de haver um material sólido (substrato com função dielétrica ϵ_3), uma nanoantena (colocada em cima de ϵ_1 com esta função dielétrica ϵ_2). O espectro de transmissão pode ter duas ressonâncias, correspondentes a diferentes modos de plasma de superfície, porque cada lado da superfície metálica tem uma constante dielétrica diferente, o substrato sólido e a amostra [12].

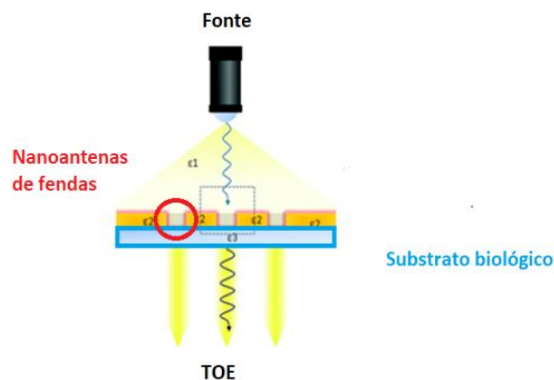


Figura 1- Tipologia de TOE num sensor.

III. TRANSMISSÃO ÓTICA EXTRAORDINÁRIA

Toda a tecnologia descrita, está baseada num fenómeno denominado TOE e este tem sido observado em todo o espectro de frequências. Na zona do infravermelho, visível e ultravioleta do espectro eletromagnético, a designada zona ótica, as antenas utilizadas para tirar partido da TOE têm dimensões de comprimento de onda mais baixas, na ordem dos nanómetros [10], [11].

O termo TOE refere-se à existência de ressonâncias eletromagnéticas através de aberturas de comprimento de onda menores que a fenda usando camadas planas ou de metal corrugado. Com este processo conseguimos o aumento da diretividade e da intensidade de campo [14].

Este processo tem diversas aplicações, sendo a do presente trabalho, a aplicação em sensores de cariz biológico. Este fenómeno pode aumentar a resposta ótica e denunciar a presença de uma certa substância. Para isto usamos o aumento de fluorescência (emissão de luz aquando está em contacto com radiação) de uma única molécula usando a TOE [14].

Em termos de sensores, podemos fazer a divisão em duas aplicações de estudo: Ressonância de Superfícies Plasmónicas e o Aumento da Fluorescência de moléculas. No primeiro, a TOE pode ser aplicada através do uso de fendas que provocam a modificação da intensidade do campo que envolve a fenda fazendo com que a deteção de uma TOE seja mais fácil. No segundo exemplo, a fenda pode ser usada de forma a aumentar a fluorescência por molécula [14]. Na Fig.2 é demonstrado o foco do estudo e o que simboliza a TOE em termos práticos (amplificação maior que 1 do campo normalizado).

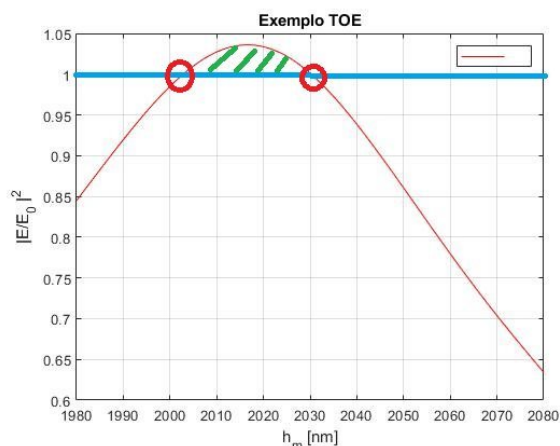


Figura 1 - Exemplo explicativo de uma TOE graficamente. Os pontos a vermelho simbolizam a largura de banda que existe o fenómeno.

IV. BIOSSENSORES

Um biossensor tem como definição: dispositivo biológico que tem como objetivo produzir um sinal proporcional à concentração desse mesmo material. Este é composto por três componente: o detetor que contém a camada sensível ao material biológico que se apresenta na amostra, um transdutor que irá detetar o sinal que é enviado pela reação da camada biológica em contacto com a amostra e o sistema de amplificação e tratamento de sinal (Fig. 3) [7], [8].

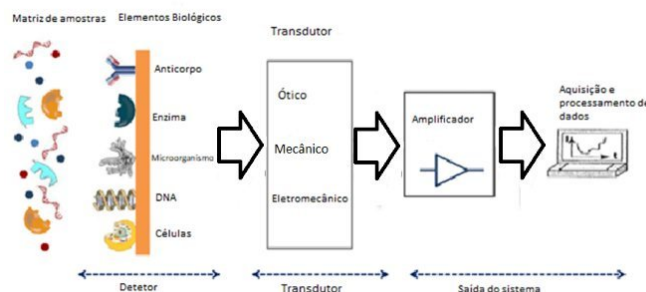


Figura 3 - Configuração de um biossensor [7].

Existem diferentes tipos de biossensores que podem ser aplicados em diversas situações. A classificação dos mesmos pode ser feita a partir da diferenciação do detetor ou do transdutor.

Nos últimos cinquenta anos os biossensores têm vindo a ser catalogados em três gerações. A primeira caracterizada pela deteção direta, onde apenas se aumenta o produto enzimático ou se diminui o substrato; a segunda caracterizada pela introdução de um mediador redox (tem como objetivo conseguir um balanceamento entre o metal e o substrato biológico); na última existe uma inclusão de uma abordagem diferente da arquitetura, sendo preponderante o redox na superfície do metal [7].

Os biossensores óticos baseados na ressonância de plasmões (SPR) são a tecnologia que irá ser aplicada no trabalho. Estes destacam-se pela alta seletividade e pela facilidade que existe em conseguir detetar a amostra em pouco tempo. O aumento da sensibilidade do mesmo é um dos objetivos que é possível com o dimensionamento de uma estrutura que o possibilite [7].

Um biossensor de SPR usa um detetor ótico e componentes óticos de forma a conseguir a excitação do substrato biológico. O fenómeno de SPR é caracterizado pela incidência de um feixe luminoso no substrato ótico. O objetivo é que exista uma reflexão interna total (é possível se o ângulo θ for maior que o ângulo crítico), algo que na prática não acontece devido à absorção de energia no dielétrico. Quando existe absorção da energia o campo evanescente surge e interage com as ondas de superfície. Neste momento existe o fenómeno de ressonância que nos permite fazer a deteção da amostra biológica (Fig. 4) [8], [9].

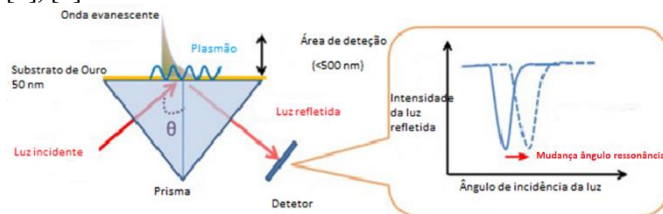


Figura 4- Biossensor através de SPR [8], [9].

V. RESULTADOS

A. Avaliação dos parâmetros das estruturas com Bowtie nanoantennas

Neste capítulo é necessário definir a avaliação dos diferentes parâmetros e os estudos que serão levados a cabo para estudar a estrutura.

Inicialmente, é importante definir a estrutura utilizada no estudo. O estudo em questão tem duas estruturas. A primeira é representada na Fig.5 e a segunda na Fig.6. A diferença entre elas são os materiais utilizados para as diferentes partes da estrutura e a inclusão de uma placa metálica na fig.4. Uma terceira estrutura será estudada a posteriori, onde são utilizados os parâmetros otimizados da primeira estrutura.

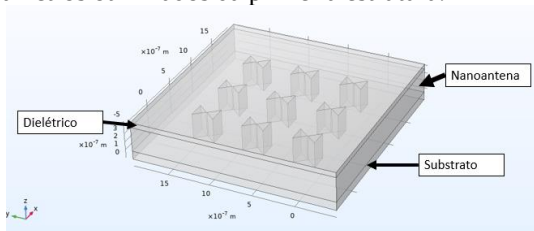


Figura 5 - Exemplo da estrutura construída em simulação do agregado de nanoantenas Bowtie de metal.

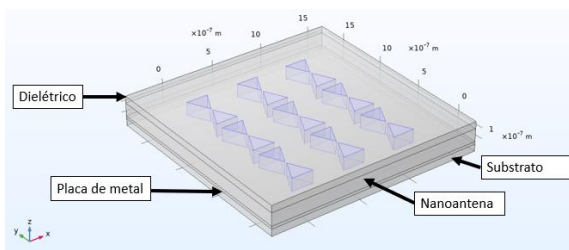


Figura 6- Exemplo da estrutura construída em simulação do agregado de nanoantenas Bowtie de SiO_2 e placa de metal.

1) Estrutura composta por ar-nanoantena-substrato

A divisão do estudo para a composição do ar é: análise do comprimento, largura e abertura das nanoantenas; altura das nanoantenas; distâncias entre as nanoantenas. De notar, uma vez que, o estudo é baseado na excitação da superfície superior da estrutura com um campo eletromagnético e a variação do comprimento de onda está entre 600 nm e 3000 nm, todas as estruturas têm valores inferiores a 600 nm de forma a serem menores que o limite inferior do comprimento de onda 600 nm. O agregado de nanoantenas é mantido ao longo do estudo, sendo este 3x3.

A evolução ao longo do comprimento de onda incidente do campo elétrico incidente em relação ao campo elétrico medido com a estrutura de metal e o dielétrico do ar pode ser vista na Fig.7.

A melhor configuração para os parâmetros após otimização do comprimento ($\lambda/3$), largura ($\lambda/3$) e abertura das nanoantenas ($\lambda/15$); altura das nanoantenas ($\lambda/2$); distâncias entre as nanoantenas (λ), o campo máximo normalizado é de 3.59 para um comprimento de onda incidente de 1094 nm para uma nanoantena de alumínio em comparação com uma tipologia semelhante de ouro.

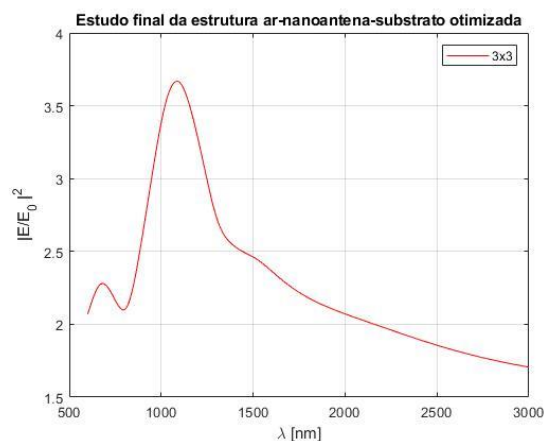


Figura 7- Estudo da variação da distância entre nanoantenas de Al para a estrutura ar-nanoantena-substrato.

2) Estrutura composta por dielétrico-nanoantena-substrato

Como mencionado anteriormente o dielétrico considerado nesta estrutura é o SiO_2 . O estudo realizado encontra-se dividido da mesma forma que no anterior de forma a otimizar a estrutura. Na Fig.8 é estudado a estrutura de ouro de forma a apresentar a relação entre o quadrado do campo normalizado e comprimento de onda incidente na parte superior da estrutura em relação ao comprimento de onda incidente. A melhor configuração para os parâmetros até então estudados apresenta o máximo de campo normalizado com 6.21 para um comprimento de onda incidente de 1094 nm. O gráfico da figura Fig.9 é o que apresenta melhores resultados em comparação com estruturas da mesma tipologia para o alumínio e a platina.

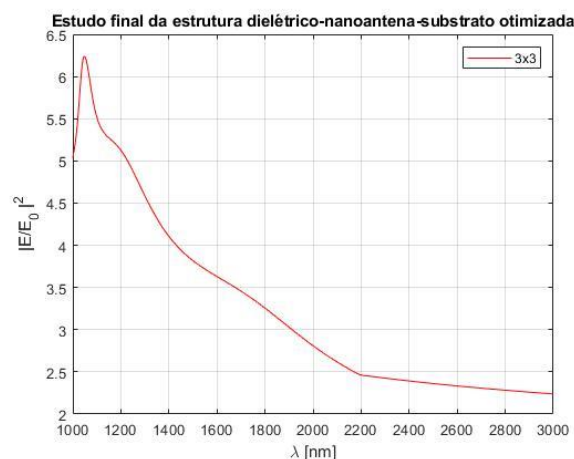


Figura 8 - Estudo da variação do número de nanoantenas no agregado compostas por Au para a estrutura dielétrico-nanoantena-substrato.

3) Estrutura composta por nanoantenas de SiO_2 com placa de metal

A estrutura analisada neste subcapítulo é composta por nanoantenas de SiO_2 e uma placa de metal. A divisão do estudo será: análise do comprimento, da largura, da abertura das nanoantenas e da altura das nanoantenas; espessura da placa de metal.

A primeira análise de parâmetros passa pela análise do comprimento, da largura, da abertura e da altura das

nanoantenas. Todos os outros valores serão mantidos de forma a poder haver uma comparação. A altura do dielétrico e do substrato são de 65 nm. A distância definida para as nanoantenas é de 600 nm. O agregado utilizado é de 9 nanoantenas (3x3) e a espessura da placa de metal é de 25 nm.

Todos os gráficos dos subcapítulos seguintes relacionam o quadrado do campo normalizado com o comprimento de onda incidente.

A Fig.9 relaciona o quadrado do campo normalizado com a variação do comprimento de onda incidente para a placa de metal de ouro. O melhor resultado é obtido com a estrutura de nanoantenas com o comprimento de $\lambda/3$, largura $\lambda/3$, abertura de $\lambda/50$, altura de $\lambda/5$ e espessura do metal 25 nm com o máximo de campo de 1.61 para um comprimento de onda incidente de 2153 nm para um agregado de 9 nanoantenas (3x3).

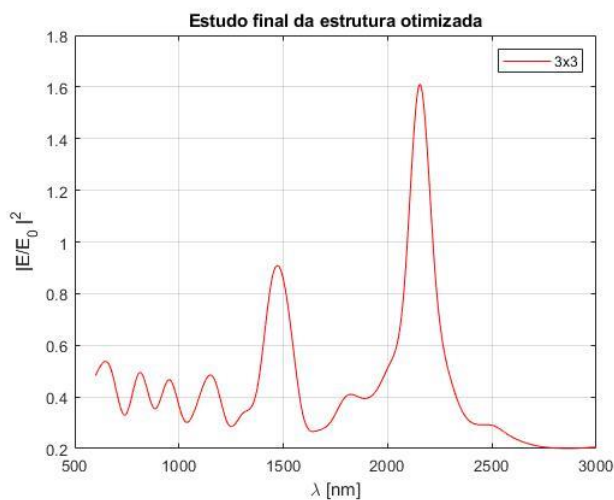


Figura 9 - Estudo da variação do número de nanoantenas no agregado compostas por Au para a estrutura constituída por nanoantenas SiO₂ e placa de metal.

A variação da espessura da placa de metal tem influência direta na posição dos picos máximos da relação do campo. Sendo assim, quanto maior for a espessura menor será o comprimento de onda incidente do pico máximo do campo. Um exemplo é a Fig. 10. Para valores de $h_p=50$ nm o seu pico é em 2082 nm, para o valor $h_p=30$ nm o seu pico é em 2152 nm, para $h_p=25$ nm o seu pico é em 2160 nm e por fim, para o valor de $h_p=15$ nm o seu pico é em 2294 nm.

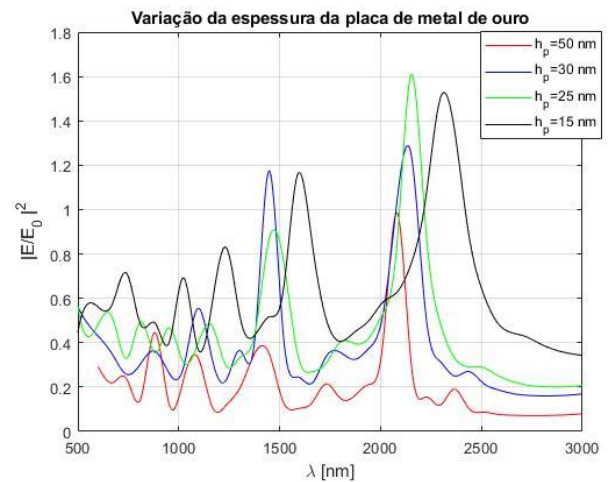


Figura 10 - Estudo da variação de parâmetros referentes a medidas da espessura da placa de metal de Au para a estrutura constituída por nanoantenas SiO₂ e placa de metal.

B. Difração por uma nanoantena Bowtie com a 1ª camada de pele

Devido à profundidade das camadas da pele serem muito profundas em relação à estrutura utilizada apenas é possível realizar o estudo na primeira camada da pele. Foram utilizadas duas estruturas para fazer esta análise. Uma escolhida com as nanoantenas de metal (Alumínio) e outra com as nanoantenas dielétricas e uma placa de metal (Ouro) por baixo.

O objetivo nesta secção é verificar a existência de TOE para um determinado comprimento de onda selecionado ao longo da camada de pele. Para a primeira estrutura (nanoantenas de metal de alumínio) foi selecionado um comprimento de onda de 1112 nm. Para a segunda estrutura (nanoantenas dielétricas com placa de metal de ouro) foi utilizada o comprimento de onda de 2153 nm.

De realçar que se está a tomar a camada como homogénea e esta é caracterizada pelo índice de refração correspondente. Todas as figuras que contém gráficos nesta secção relacionam o campo normalizado com a profundidade do estrato córneo para um determinado comprimento de onda.

1) Estrutura composta por dielétrico-nanoantenas alumínio- estrato córneo

Nesta estrutura podemos verificar o fenómeno da TOE até aos 5000 nm de profundidade da camada, como é expresso na Fig.11. No início da camada a amplificação do campo é muito maior que no final.

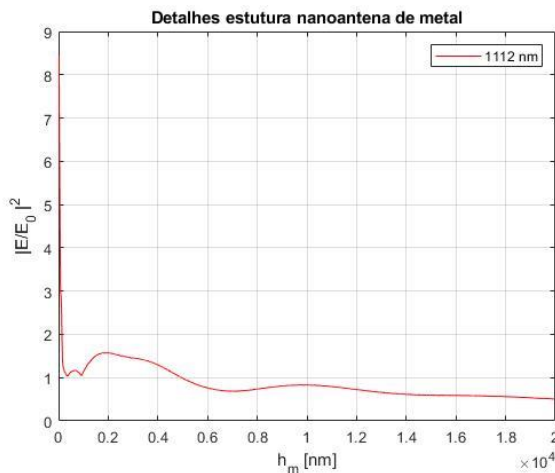


Figura 11 - Variação do campo ao longo da 1ª camada da pele (Estrato Córneo) para a estrutura composta por dielétrico-nanoantenas de alumínio-estrato córneo.

Com estes resultados podemos verificar que existe TOE até uma profundidade de 4940 nm. Depois dessa profundidade o valor do campo elétrico incidente é maior que o medido a meio da profundidade. Este resultado vai de encontro ao esperado, uma vez que, à medida que se percorre a camada da pele a sua profundidade da pele aumenta e segundo a medida da função de fase da dispersão da primeira camada da pele (estrato córneo) com $g=0.9$ (simboliza que a probabilidade de haver dispersão direta do campo é bastante elevada).

2) Estrutura composta por dielétrico-nanoantenas dióxido silício-placa de ouro- estrato córneo

Nesta estrutura podemos verificar o fenómeno da TOE em certos momentos durante a variação da amplificação na profundidade da camada, como é expresso na Fig.12. Próximo da camada existe TOE, mas depois existem picos onde existe TOE, mas sempre com valores próximos de 1. Na Fig.13 pode-se verificar a distribuição do campo ao longo da camada e esta apresenta zonas de forma mais ou menos periódica onde existe amplificação do campo. O desenvolvimento desta estrutura possibilita a existência de TOE ao longo da camada, o que permite a deteção para um campo incidente com λ de 2153 nm.

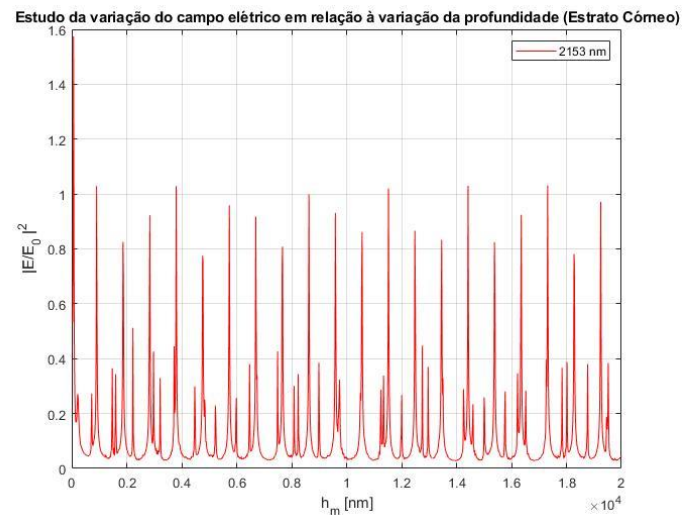


Figura 12 - Variação do campo ao longo da 1ª camada da pele (Estrato Córneo) para a estrutura composta por dielétrico-nanoantenas dióxido silício-placa de ouro- estrato córneo.

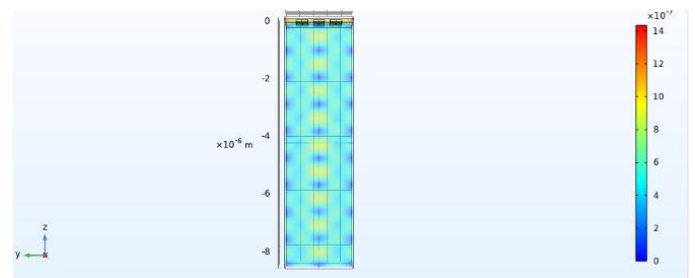


Figura 2 - Distribuição do campo ao longo da 1ª camada da pele (Estrato Córneo) para a estrutura composta por dielétrico-nanoantenas dióxido silício-placa de ouro- estrato córneo.

VI. CONCLUSÕES

Inicialmente o estudo realizado utilizou nanoantenas Bowtie, fazendo variações de metais e utilizando dielétricos para o mesmo, através do programa COMSOL Multiphysics.

Em seguida, é estudada a aplicação da estrutura à primeira camada da pele, através de duas estruturas previamente estudadas. A primeira com nanoantenas de alumínio e a segunda com nanoantenas dielétricas com uma placa de ouro por baixo. Ambas apresentam TOE embora o primeiro estudo verifique valores mais elevados de amplificação do campo elétrico em relação ao campo incidente. A segunda opção é muito interessante uma vez que, pudemos ter um aumento relativamente periódico ao longo da camada cutânea, embora a amplificação seja muito menor do que a primeira alternativa.

Mais adiante, foi analisada a influência da temperatura e da velocidade do sangue no sistema. A influência da temperatura não é muito considerável, uma vez que faz pequenas alterações ao nível do índice de refração. Quanto à velocidade do sangue, altera muito o campo medido na parte inferior da camada cutânea, mas mesmo assim, não há verificação TOE.

VII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] H. Lee, J. Tak, and J. Choi, "Wearable Antenna Integrated into Military Berets for Indoor/Outdoor Positioning System," *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 16, pp. 1919–1922, 2017, doi: 10.1109/LAWP.2017.2688400.
- [2] S. Santarelli et al., "Military antenna design using simple and competent genetic algorithms," *Math Comput Model*, vol. 43, no. 9–10, pp. 990–1022, May 2006, doi: 10.1016/j.mcm.2005.05.024.
- [3] "Downloaded From: <http://proceedings.spiedigitallibrary.org/> on 06/08/2013 Terms of Use: <http://spiedl.org/terms>," 2003. [Online]. Available: <http://spiedl.org/terms>
- [4] R. A. Andrews, A. F. Milton, and T. G. Giallorenzi, "Military Applications of Fiber Optics and Integrated Optics," *IEEE Trans Microw Theory Tech*, vol. 21, no. 12, pp. 763–769, 1973, doi: 10.1109/TMTT.1973.1128129.
- [5] J. C. Juarez, A. Dwivedi, A. R. Hammons, S. D. Jones, V. Weerackody, and R. A. Nichols, "Free-Space Optical Communications for Next-generation Military Networks," *IEEE Communications Magazine*, vol. 44, no. 11, pp. 46–51, 2006, doi: 10.1109/MCOM.2006.248164.
- [6] H. Xin, B. Namgung, and L. P. Lee, "Nanoplasmonic optical antennas for life sciences and medicine," *Nature Reviews Materials*, vol. 3, no. 8. Nature Publishing Group, pp. 228–243, Aug. 01, 2018, doi: 10.1038/s41578-018-0033-8.
- [7] N. A. Mohd Said, V. Ogurtsov, and G. Herzog, "ELECTROCHEMICAL BIOSENSOR BASED ON MICROFABRICATED ELECTRODE ARRAYS FOR LIFE SCIENCES APPLICATIONS," 2014. doi: 10.13140/RG.2.2.11066.49603.
- [8] C. Andrade, M. Danielly, T. Faulin, V. Hering, and D. S. Parra Abdall, "Biosensors for detection of Low-Density Lipoprotein and its modified forms," in *Biosensors for Health, Environment and Biosecurity*, InTech, 2011. doi: 10.5772/19938.
- [9] P. Singh, "SPR Biosensors: Historical Perspectives and Current Challenges," *Sensors and Actuators, B: Chemical*, vol. 229. Elsevier, pp. 110–130, Jun. 28, 2016. doi: 10.1016/j.snb.2016.01.118.
- [10] R. D. F. R. Gomes, M. J. Martins, A. Baptista, and J. P. N. Torres, "Study of a nano optical antenna for intersatellite communications," *Opt Quantum Electron*, vol. 49, no. 4, Apr. 2017, doi: 10.1007/s11082-017-0966-y.
- [11] L. Novotny and N. van Hulst, "Antennas for light," *Nat Photonics*, vol. 5, no. 2, pp. 83–90, Feb. 2011, doi: 10.1038/nphoton.2010.237.
- [12] V. Giannini, A. I. Fernández-Domínguez, S. C. Heck, and S. A. Maier, "Plasmonic nanoantennas: Fundamentals and their use in controlling the radiative properties of nanoemitters," *Chemical Reviews*, vol. 111, no. 6. pp. 3888–3912, Jun. 08, 2011. doi: 10.1021/cr1002672.
- [13] R. Alexandre and M. Lameirinhas, "A Sensor Based on Nanoantennas," 2020.
- [14] S. G. Rodrigo, F. de León-Pérez, and L. Martín-Moreno, "Extraordinary Optical Transmission: Fundamentals and Applications," *Proceedings of the IEEE*, vol. 104, no. 12, pp. 2288–2306, Dec. 2016, doi: 10.1109/JPROC.2016.2580664.
- [15] O. S. Khalil et al., "Temperature modulation of the visible and near infrared absorption and scattering coefficients of human skin," *J Biomed Opt*, vol. 8, no. 2, p. 191, 2003, doi: 10.1117/1.1559997.
- [16] L. Weiss, A. Tazibt, A. Tidu, and M. Aillerie, "Water density and polarizability deduced from the refractive index determined by interferometric measurements up to 250 MPa," *Journal of Chemical Physics*, vol. 136, no. 12, Mar. 2012, doi: 10.1063/1.3698481.
- [17] L. T. Yang et al., "Diastolic Blood Pressure and Heart Rate Are Independently Associated With Mortality in Chronic Aortic Regurgitation," *J Am Coll Cardiol*, vol. 75, no. 1, pp. 29–39, Jan. 2020, doi: 10.1016/j.jacc.2019.10.047.
- [18] "Silica - Silicon Dioxide (SiO2)," <https://www.azom.com/properties.aspx?ArticleID=1114>.
- [19] "Tabela de Densidade dos Materiais".
- [20] Y. Ma et al., "Relation between blood pressure and pulse wave velocity for human arteries," *Proc Natl Acad Sci U S A*, vol. 115, no. 44, pp. 11144–11149, Oct. 2018, doi: 10.1073/pnas.1814392115.
- [21] G. Brolo, R. Gordon, B. Leathem, and K. L. Kavanagh, "Surface plasmon sensor based on the enhanced light transmission through arrays of nanoholes in gold films," *Langmuir*, vol. 20, no. 12, pp. 4813–4815, Jun. 2004, doi: 10.1021/la0493621.
- [22] M. S. Sharawi, D. N. Aloï, and O. A. Rawashdeh, "Design and implementation of embedded printed antenna arrays in small UAV wing structures," *IEEE Trans Antennas Propag*, vol. 58, no. 8, pp. 2531–2538, Aug. 2010, doi: 10.1109/TAP.2010.2050440.