

SENSOR DE MICRO-ONDAS DE CAMPO PRÓXIMO PARA DETECÇÃO DE GLICOSE NO SANGUE

João Vitor Rodrigues¹ (IC), Diego Camilo Tami López (PQ)¹

¹Universidade Federal de Itajubá (UNIFEI), campus Itabira.

Palavras-chave: Micro-ondas. Parâmetros de espalhamento. Ressonadores Complementares de Anel Dividido (Complementary Split Ring Resonators-CSRRs). Glicose. Otimização.

Introdução

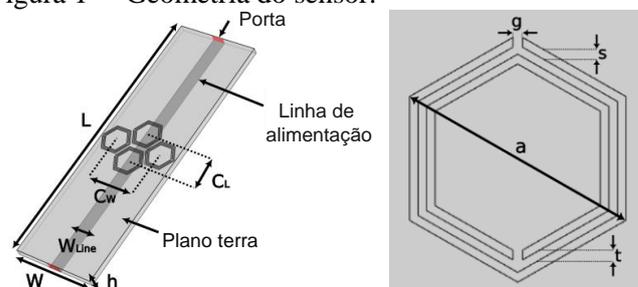
Os rápidos avanços na tecnologia de micro-ondas abriram caminho para suas promissoras aplicações na biomedicina, oferecendo novos caminhos para monitoramento, diagnóstico e tratamento de doenças. No cerne desse progresso está a notável interação de campos próximos em altas frequências (WU; RAPPAPORT; COLLINS, 2015). Essa abordagem ostenta várias vantagens, incluindo sua natureza não invasiva, acessibilidade, sensibilidade e precisão excepcionais. Técnicas baseadas em micro-ondas, centradas na análise das propriedades dielétricas de amostras biológicas, visam caracterizar exames médicos a partir da composição de amostras. A versatilidade dessas técnicas é notável, encontrando aplicações áreas como a detecção de glicose e álcool no sangue.

Um avanço notável neste campo é a utilização de sensores de micro-ondas baseados em células hexagonais formando Ressonadores Complementares de Anel Dividido (Complementary Split Ring Resonators-CSRRs). Esses sensores demonstraram eficácia na detecção de níveis de glicose e eletrólitos em soluções aquosas (OMER et al., 2020) (VELASQUEZ et al., 2023) (ABDESSELAM et al., 2023), bem como em práticas de microbiologia clínica (ZHANG et al., 2014). Além disso, eles operam com baixa potência e oferecem flexibilidade no desenho e fabricação, caracterizada por uma abordagem simples e econômica. Portanto, a finalidade do presente estudo, consiste na avaliação via simulação do funcionamento do sensor de micro-ondas do tipo CSRRs para diferentes soluções. As simulações foram implementadas utilizando o software COMSOL Multiphysics. O objetivo principal deste trabalho é explorar de forma abrangente as capacidades do sensor e refinar seu desempenho quando interage com diversas soluções aquosas. Após a fase de simulação, pretende-se fabricar um protótipo utilizando o substrato FR4 e validar seu desempenho por meio de testes. Este processo iterativo não apenas facilita a otimização da geometria do sensor, mas também ressalta a contribuição deste trabalho no avanço de técnicas baseadas em micro-ondas no âmbito da biomedicina, como é o caso do teste de glicemia capilar.

Metodologia

O sensor adota uma configuração geométrica implementada em uma placa de circuito impresso FR-4. A placa tem uma permissividade relativa de 4,4 e uma tangente de perda de 0.02, com um comprimento (L), largura (W) e uma espessura dielétrica (h), conforme ilustrado na Figura 1.

Figura 1 – Geometria do sensor.



A excitação foi implementada por uma porta concentrada com $Z_0=50 \Omega$, aplicando um potencial elétrico que gera um campo elétrico uniforme na linha de alimentação. O sensor foi implementado dentro de uma esfera que simulava espaço livre e o domínio foi truncado com uma condição de contorno do tipo Perfectly Matched Layer (PML). Todos os parâmetros simulados no COMSOL estão listados na Tabela 1.

Para avaliar o desempenho do sensor em diferentes amostras, foi simulada uma fina camada de vidro para envolver a região dos anéis ressonadores CSRR conforme apresentado na Figura 2, com o intuito de servir como suporte e prevenir possíveis curtos-circuitos durante a operação do sensor de micro-ondas.

Figura 2 – Sensor em contato com lâmina de vidro e gotícula.

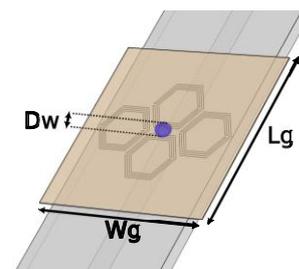


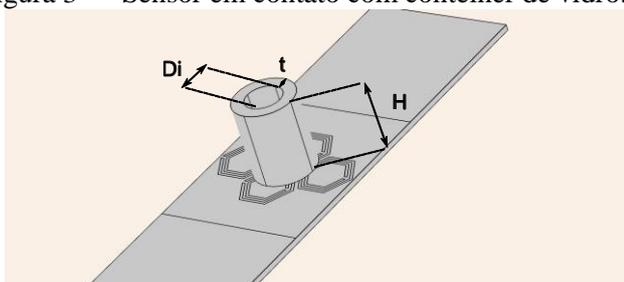
Tabela 1 – Parâmetros do sensor.

Parâmetro	Valor	Especificação
L	66 mm	Comprimento
W	20 mm	Largura
W_{line}	3 mm	Linha de alimentação
C_w	12 mm	Largura entre os centros dos anéis
C_L	7.6 mm	Comprimento entre os centros dos anéis
h	1.6 mm	Espessura dielétrica (FR4)
t_h	35 μ m	Espessura do cobre
σ	5×10^{-6} S/m	Condutividade do cobre
ϵ_r	4.4	Permissividade (FR4)
$\tan \delta$	0.02	Tangente de perdas (FR4)
s	0.3 mm	Largura da fenda dielétrica
a	7.6 mm	Comprimento diagonal do anel externo
t	0.3 mm	Largura da fenda de cobre
g	0.3 mm	Espaçamento da fenda de cobre
Z_0	50 Ω	Impedância da linha de alimentação

A fim de compreender melhor o funcionamento do sensor, utilizou-se a funcionalidade de varredura paramétrica (parametric sweep) no COMSOL. Essa abordagem permitiu a variação sistemática de cada parâmetro individualmente, facilitando a otimização do sensor. Três parâmetros principais do sensor foram identificados como significativamente influentes na resposta elétrica do sensor: a, C_L e g. Com a simulação, foi possível analisar como cada parâmetro influencia a resposta do sensor, obtendo a configuração otimizada que proporcionam o melhor desempenho.

Após análises realizadas para diferentes amostras: água pura, água salgada e água com glicose. Observou-se que a variação do volume do líquido afeta significativamente a resposta do sensor. Portanto, simulou-se a resposta do sensor para diferentes volumes de água, utilizando um contêiner de vidro com diâmetro interno de $D_i=2.4\text{mm}$, espessura da parede de $t=0.8\text{mm}$ e altura $D_w=10\text{mm}$, conforme ilustrado na Figura 3.

Figura 3 – Sensor em contato com contêiner de vidro.



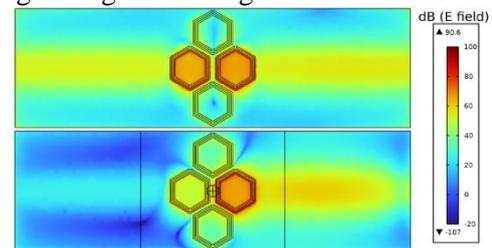
Por fim, após determinar o volume ideal de água que resulta na melhor resposta do sensor, foi conduzido um estudo da variação da permissividade da solução, por meio de uma simulação de varredura paramétrica. A equação (1) ilustra a permissividade complexa usada na solução numérica. Nesta expressão, ϵ_e representa a permissividade efetiva, ϵ_0 permissividade do vácuo, ϵ_r permissividade relativa, e $\tan \delta$ é a tangente de perdas.

$$\epsilon_e = \epsilon_0 \epsilon_r (1 - \tan \delta) \quad (1)$$

Resultados e discussão

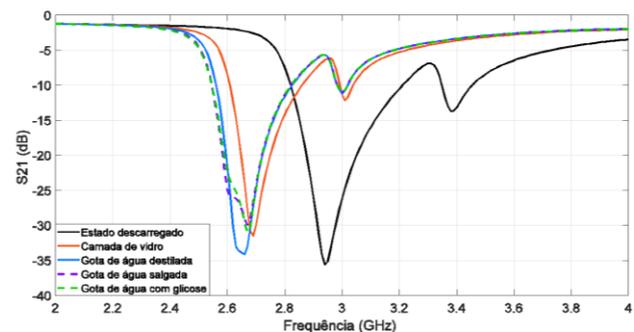
A Figura 4 ilustra a distribuição do campo elétrico do sensor para os estados: descarregado e gotícula de glicose. A comparação mostra uma distribuição de campo uniforme nas duas células centrais acima da linha de alimentação para o estado descarregado e uma concentração de campo intensa na célula mais próxima da porta de alimentação para solução de glicose. Esta região é designada como a zona de detecção do sensor, onde a solução interage via campo próximo acoplado.

Figura 4 – Campo elétrico para os estados: descarregado e gotícula de glicose.



Com o intuito de verificar a resposta elétrica do sensor foram feitas simulações variando a composição da gotícula. A Fig. 5 mostra a resposta dessas variações destacando diferentes frequências de ressonância e diferentes magnitudes do coeficiente transmissão (S_{21}) para os estados: descarregado, fina lâmina de vidro, gota de água destilada (pura), salgada e com glicose. Esse resultado confirma a viabilidade do sensor para detectar diferentes composições nas amostras.

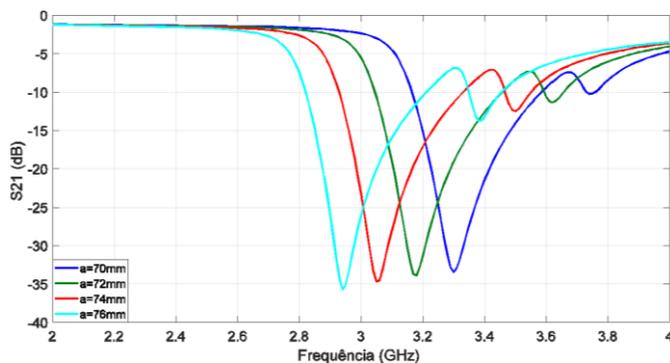
Figura 5 – Coeficiente de transmissão, S_{21} (dB).



Após verificar a sensibilidade do sensor, prosseguimos com o processo de otimização variando de maneira individual os parâmetros: a , C_L e g .

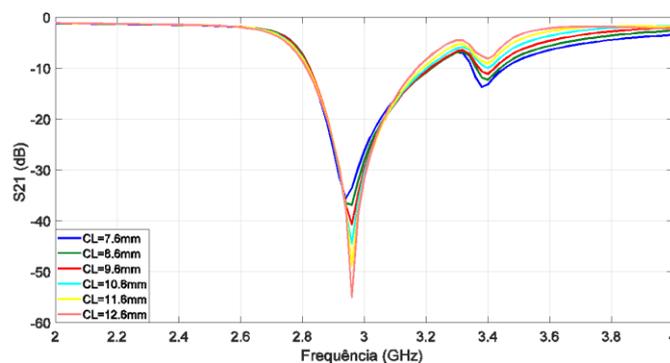
O parâmetro a , representa o comprimento diagonal do anel externo. A Figura 6 ilustra uma forte influência deste parâmetro na frequência de ressonância, tornando-o adequado para ajustes iniciais de sintonia de frequência. Foi observado que o incremento de 2 mm produz uma diminuição de aproximadamente 120 MHz na frequência de ressonância.

Figura 6 – Parâmetro S_{21} (dB) dada a variação do comprimento diagonal do anel externo (a).



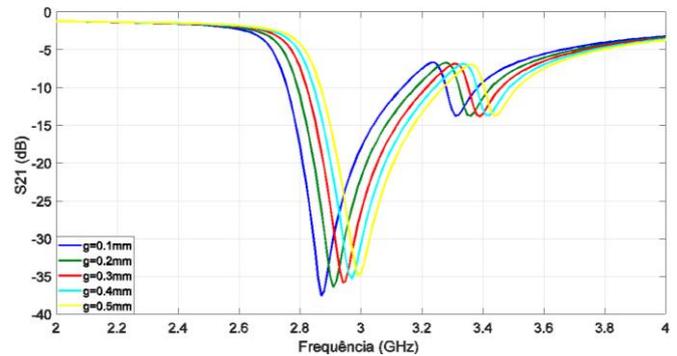
C_L é o comprimento entre os centros dos anéis. A Figura 7 mostra a resposta do S_{21} no domínio da frequência para variações de C_L . O aumento em C_L melhora a resposta do parâmetro S_{21} . Observa-se que um aumento de 5 mm de C_L melhora -20 dB a resposta do parâmetro S_{21} .

Figura 7 – Parâmetro S_{21} (dB) dada a variação do comprimento entre os centros dos anéis (C_L).



O parâmetro g , correspondente ao espaçamento da fenda de cobre. A Figura 8 mostra que o incremento de 0.1 mm no parâmetro g produz um aumento de aproximadamente 62.5 MHz na frequência de ressonância, valor considerado como um ajuste fino.

Figura 8 – Parâmetro S_{21} (dB) dada a variação do espaçamento da fenda de cobre (g).



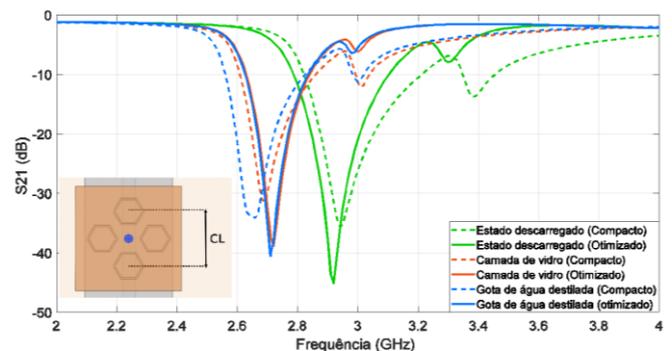
Outras variações foram feitas via simulação, como é o caso dos parâmetros t e s . Os valores dos parâmetros da configuração otimizada são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 – Parâmetros do sensor otimizado.

Parâmetro	Valor
a	7.2 mm
C_L	12.6 mm
g	0.4 mm
t	0.2 mm
s	0.2 mm

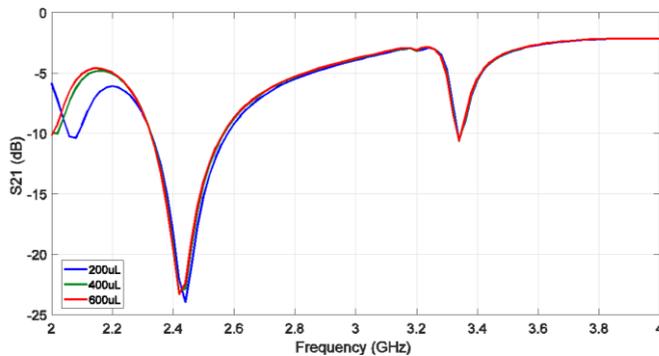
A Figura 9 ilustra a comparação entre o sensor compacto (VELASQUEZ et al., 2023) e o sensor otimizado. É relevante notar que a frequência de ressonância foi ajustada em 2,92 GHz. Uma melhoria significativa foi observada no parâmetro S_{21} , o sensor otimizado apresentou um valor de -45,16 dB, comparado com -35,61 dB do sensor compacto (VELASQUEZ et al., 2023). No entanto, observou-se uma baixa sensibilidade na frequência de ressonância do sensor otimizado em contato com a lâmina de vidro e a gota de água destilada.

Figura 9 – Comparação do parâmetro S_{21} entre o sensor-compacto (VELASQUEZ et al., 2023) e o sensor otimizado.



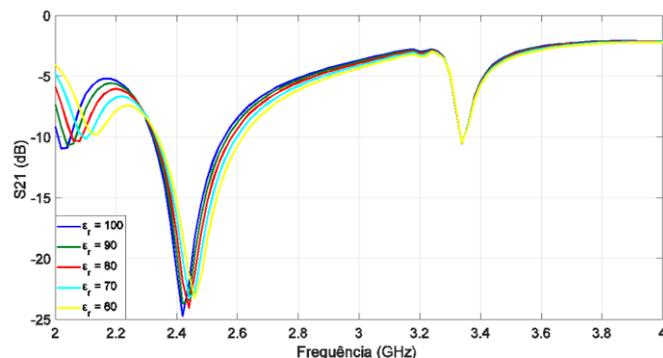
Por outro lado, observou-se que para diferentes volumes de água destilada, obteve-se uma pequena variação na resposta do sensor, como é evidenciado na figura 10.

Figura 10 – Parâmetro S21(dB) dada a variação do volume de água dentro do contêiner de vidro.



Finalmente, a Figura 11 apresenta a resposta do sensor ao se variar a permissividade relativa (ϵ_r) para um volume de 200 uL de água destilada. Conforme a constante dielétrica é alterada, observa-se uma mudança tanto na frequência de ressonância quanto na amplitude de resposta. Essas variações são cruciais para caracterizar a resposta do sensor sob a influência de diferentes materiais dielétricos, evidenciando sua sensibilidade e precisão, fato que viabiliza sua aplicação como sensor de glicemia capilar não invasivo nas proximidades da frequência de 2.4 GHz, espectro livre.

Figura 11 – Parâmetro S21(dB) dada a variação da permissividade da amostra ϵ_r .



Conclusões

O estudo sobre o sensor de micro-ondas CSRRs revelou seu grande potencial para aplicações biomédicas, particularmente na sensibilidade e precisão da resposta do sensor quando interage com diferentes propriedades dielétricas em amostras líquidas. As simulações paramétricas realizadas no COMSOL permitiram identificar os principais parâmetros que caracterizam o desempenho do sensor, possibilitando seu processo de

otimização.

O sensor apresenta uma resposta bem definida ao utilizar diferentes tipos de amostras líquidas, como é o caso da água pura, água salgada e soluções de glicose, o que revela uma alta sensibilidade e precisão, tornando viável sua aplicação como sensor de glicemia capilar não invasivo, ou seja, sem a necessidade da picada no dedo. Apesar dos avanços na otimização do sensor, um desafio significativo observado foi a baixa sensibilidade na frequência de ressonância quando diferentes volumes de água são simulados.

Em conclusão, o sensor otimizado demonstrou-se eficaz na detecção de diferentes soluções aquosas, porém, estudos sobre concentrações, volumes e testes realísticos precisam ser executados para aprimorar sua caracterização. Como, por exemplo, a sensibilidade do sensor com a pele humana, diferentes curvas de concentração de glicose no sangue humano, entre outras.

Agradecimentos

Agradeço a Universidade Federal de Itajubá, ao programa PIBIC FAPEMIG 2023/2024 pelo suporte financeiro, à equipe de professores que me orientaram durante o processo, Diego Tami, Sandro Carvalho Izidoro, Fernanda Rodrigues da Silva, Jhonattan Córdoba Ramírez, Gilberto Medeiros-Ribeiro, Cássio Gonçalves do Rego e ao discente Reinaldo Velásquez.

Referências

WU, T.; RAPPAPORT, T. S.; COLLINS, C. M. **Safe for Generations to Come: Considerations of Safety for Millimeter Waves in Wireless Communications.** *IEEE Microwave Magazine*, v. 16, n. 2, p. 65-84, 2015.

OMER, A. E. et al. **Low-cost portable microwave sensor for non-invasive monitoring of blood glucose level: Novel design utilizing a four-cell CSRR hexagonal configuration.** *Scientific Reports*, v. 10, n. 1, 2020.

VELASQUEZ, R. et al. **Microwave-Based Complementary Split-Ring Resonator for the Detection of Variations in Aqueous Media.** In: *2023 37th Symposium on Microelectronics Technology and Devices (SBMicro)*. 2023.

ZHANG, L. Y. Y. et al. **Discrimination of colorectal cancer cell lines using microwave biosensors.** *Sensors and Actuators A: Physical*, v. 216, p. 405-416, 2014.

ABDESSELAM, K. et al. **A non-invasive honey-cell CSRR glucose sensor: Design considerations and modelling.** *IRBM*, v. 44, n. 1, p. 100713, 2023.