# 基于CSRR的无创血糖检测微波传感器设计

#### 何成创, 姬宇航, 龙明月

浙江工商大学信息与电子工程学院,浙江 杭州

收稿日期: 2024年7月15日; 录用日期: 2024年8月22日; 发布日期: 2024年8月29日

# 摘要

本文提出了一种新型便携式平面微波传感器设计,以提高无创血糖检测的便利性与准确性。该传感器采 用四个中心对称菱形排列的圆形互补开口环谐振器(Complementary Split Ring Resonator, CSRR)单元, 蚀刻在FR4介电基板的底部接地金属层上,并通过基板顶部的平面微带线耦合馈电。CSRR传感元件的设 计使葡萄糖溶液与感应共振区域的电磁场产生强烈的相互作用,从而检测不同葡萄糖浓度样品的微小电 磁特性变化,提升了血糖水平(Blood Glucose Level, BGL)检测的灵敏度。该传感器在0~20 GHz范围内 表现出较高的灵敏度,通过调整模型尺寸,检测灵敏度由5.06 MHz/(100 mg/dL)提升至11.30 MHz/(100 mg/dL)。随着检测频率的提高,传感器的主要参数与检测灵敏度呈现高度的线性相关。

### 关键词

血糖检测,非侵入式,微波传感器,CSRR

# Design of Non-Invasive Blood Glucose Detection Microwave Sensor Based on CSRR

#### Chengchuang He, Yuhang Ji, Mingyue Long

School of Information and Electronic Engineering, Zhejiang Gongshang University, Hangzhou Zhejiang

Received: Jul. 15th, 2024; accepted: Aug. 22nd, 2024; published: Aug. 29th, 2024

#### Abstract

This paper proposes a novel design of portable planar microwave sensor aimed at enhancing the convenience and accuracy of non-invasive blood glucose detection. The sensor employs four circular Complementary Split Ring Resonator (CSRR) units arranged symmetrically in a diamond configuration, etched onto the bottom grounding metal layer of an FR4 dielectric substrate, and coupled fed through microstrip lines on the top surface of the substrate. The design of CSRR sensor elements allows strong interaction between glucose solution and the electromagnetic field in the resonance

region, thereby detecting subtle electromagnetic variations characteristic of different glucose concentrations, enhancing the sensitivity of Blood Glucose Level (BGL) detection. The sensor demonstrates high sensitivity within the 0~20 GHz range, with sensitivity improving from 5.06 MHz/(100 mg/dL) to 11.30 MHz/(100 mg/dL) through adjustments in model dimensions. Moreover, as the detection frequency increases, the sensor's primary parameters exhibit a highly linear relationship with detection sensitivity.

#### **Keywords**

Blood Glucose Detection, Non-Invasive, Microwave Sensor, CSRR

Copyright © 2024 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0). http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/

CC ① Open Access

## 1. 引言

糖尿病是一种由于胰腺无法正常生产胰岛素,从而导致细胞无法从血液中有效吸收葡萄糖的代谢紊 乱[1],作为全球性的主要健康问题,其治疗和管理在 20 世纪初迎来了革命性的变化。目前,糖尿病已成 为全球性的健康问题,世界卫生组织估计全球有超过 4.63 亿人患有糖尿病,且这一数字还将继续上升。

传统的血糖监测方法例如自我血糖监测(Self-Monitoring of Blood Glucose, SMBG) [2]、连续血糖监测 (Continuous Glucose Monitoring, CGM)系统[3] [4]等,都存在着需要侵入式采血或者成本较高的问题。为 了克服现有方法的局限性,研究人员大力推动了无创血糖监测技术[5]的发展,探索了包括光学/光谱学[5] [6]、超声波和微波传感[7] [8]在内的多种技术。这些方法可在无需采血的情况下测量血糖水平,为患者提 供了更为友好的监测方式。

射频/微波传感技术已被证明在非侵入式血糖监测方面更有前景,[7][8]中探索了天线或者波导的多种反射和传输方法应用于血糖的检测,这些方法依赖于矢量网络分析仪(Vector Network Analyzer, VNA) [9],以表征不同设置下血样的电磁特性(即介电常数和损耗特性),值得注意的是,所测量的血液特性与其 葡萄糖含量之间存在明显的相关性。然而,考虑到成本和使用的复杂性,大多数射频系统并不支持方便、 快捷的血糖检测。研究人员还在探索毫米(mm)波段的传感结构,以实现更短的波长和相对可接受的穿透 深度,达到检测身体薄组织区域葡萄糖浓度的目的。

本文介绍了一种改进型便携式平面微波传感器设计,该传感器利用圆形互补开口环谐振器 (Complementary Split-Ring Resonator, CSRR)提高无创血糖检测的灵敏度。CSRR 在感应共振区域集中电磁场,增强传感器对葡萄糖分子引起的介电特性变化的敏感性。传感器配置采用中心对称的菱形排列 CSRR 单元,蚀刻在 FR4 介质基板的接地金属层上,通过基板顶部的平面微带线耦合馈电。这种设计不 仅提高了血糖监测的灵敏度,而且确保了便携性和易用性,对需要长期血糖监测的糖尿病患者非常重要。 本文重点研究了谐振频率对检测灵敏度的影响,仿真和数据分析结果表明,谐振频率与检测灵敏度之间 存在线性关系,为精确测量血糖水平提供了设计参考。

#### 2. 传感器设计

#### 2.1. 葡萄糖浓度检测原理

CSRR 结构是本传感器检测葡萄糖浓度的核心所在,下面使用简单的集总元件模型来描述集成



CSRRs 的工作机制[10]-[12]。该模型由三部分组成[10],如图1所示。

Figure 1. Lumped element model 图 1. 集总元件模型

第一部分(红框)是用于激励谐振器的传输线(MTL, Microstrip Line),通过电感L1、L2建模。第二部 分(黄框)是介质基板,用于将 MTL 与接地金属板上的谐振器进行电耦合。第三部分(绿框)是四个圆形谐 振器单元,由 RCL 并联谐振电路建模,四个圆形单元中的介电环(宽度)绕组充当电感L3,介电环开口间 隙和双环间距产生并联电容 C2,传导损耗和介电损耗由电阻 R2 建模。第四部分(蓝框)为待测样品。当葡 萄糖溶液放置在 CSRRs 表面的顶部时,模型中通过添加一个并联 RC 电路来调整,C3 与样品的相对介 电常数直接相关,而 R3 主要取决于其损耗特性。此部分在检测葡萄糖样本浓度方面起关键作用,通过测 量 CSRRs 与葡萄糖溶液相互作用下的电磁特性变化,实现高灵敏度的血糖检测。

## 2.2. 传感器建模及仿真

传感器模型如图2所示。



Figure 2. Proposed sensor model 图 2. 传感器模型



Figure 3. CSRR structure 图 3. CSRR 结构

该传感器将四个相同的圆形互补开口环谐振器(CSRR)单元集成在接地金属板上,与输入输出端口、 传输线以及介质基板共同构成主体结构。其中,介质基板为 FR-4,介电常数  $\varepsilon$ =4.3,正切损耗 tan $\delta$ =0.02,整体尺寸为 66 × 24 × 1.5 mm<sup>3</sup>。无源 CSRR 的磁壁垂直于基板上表面上的 MTL,确保了 MTL 与接地平 面之间随时变化的电场可以谐振激励 CSRR。将 MTL 尺寸优化为 66 × 2.8 mm<sup>2</sup>,以获得与输入端口匹配 的 50 欧姆特性阻抗。如图 3 所示,CSRRs 结构位于接地金属板中心,四个单元呈中心对称分布的菱形排 列。横向两个圆形单元间距 CL = 14 mm,竖向两个圆形单元间距 CW = 12.6 mm。每个 CSRR 的单元由 两个相互嵌套的圆形同心环组成,外环直径 a = 7.6 mm,其间的耦合间隙 t = 0.4 mm。每个环的环路都有 一个边宽 s = 0.4 mm 的介电槽,末端有一个宽度 g = 0.4 mm 的金属狭缝,两个环的开口间隙位于彼此直 径相对的两侧。

考虑到实测环境中使用的 VNA 在反射系数(幅度和相位)读数方面具有更高的不确定性。因此,本文 仅考虑传输系数 S21 的频移来评估和比较所提出的传感器的灵敏度范围。图 4 为模型空载时的 S21 曲线。 从 S21 曲线可知,模型的谐振点为 2.88 GHz,具有较深且陡峭的谐振曲线,意味着拥有较大的 Q 值,在 涉及频偏的检测上存在较大的潜力,可以作为血糖检测模型进行进一步测试。

由于外环直径 a 与介电槽 s 的长度成正比,因此增加 a 将直接增加所得的电感,谐振点也会因此向低频移动,如图 5 所示。

将葡萄糖样品加载到 CSRRs 表面,如图 6 所示。为达到最佳测试效果,样品需完全覆盖 CSRRs 结构,以 a = 7.6 mm 为例,此时取样本溶液半径为 11 mm。样品与接地金属层之间留有 0.15 mm 空隙,以防止二者接触导致的短路,同时也为后续加载玻璃容器做准备。

本实验采用 0~500 mg/dL 的葡萄糖溶液模型代替血浆模型,该浓度范围涵盖了低血糖(<70 mg/dL)和高血糖(>140 mg/dL)。许多其他研究[13]-[15]也表明了这种近似是有效的。式(1)给出了一阶 Debye 模型 [10] [16],用于建立不同浓度葡萄糖溶液的介电特性数值模型[17]。目前,该模型被认为是近似血浆样本 最合理的模型,尚未有其他针对实际血糖溶液开发的数学模型被提出。







S-Parameters [Magnitude]

**Figure 5.** Variation of resonance point with parameter a 图 5. 谐振点随参数 a 的变化



**Figure 6.** A model for loading glucose solution samples 图 6. 装在葡萄糖溶液样本的模型

$$\epsilon_r(w,\xi) = \epsilon_{\infty}(\xi) + \frac{\epsilon_{stat}(\xi) - \epsilon_{\infty}(\xi)}{1 + j\omega\tau(\xi)} + \frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_o}$$
(1)

其中,  $\epsilon_r(w,\xi)$ 是葡萄糖浓度  $\xi$  (单位为 mg/dL)的水溶液在角频率 w 下的复介电常数,  $\epsilon_{stat}$ 、  $\epsilon_{\infty}$ 、  $\tau$  是与浓度相关的德拜系数[18],  $\sigma_s$ 是静态电导率,  $\epsilon_o$ 是自由空间介电常数。如图 7 所示,加载的葡萄糖溶液模型干扰了介电基板敏感区域中产生的电场,导致谐振器周围介质的有效介电常数改变,从而引起谐振频率向高频移动。







**Figure 8.** S21 curve of glucose samples with different concentrations ( $\epsilon_r \in (70~80)$ ) 图 8. 不同浓度葡萄糖样品( $\epsilon_r \in (70~80)$ )的 S21 曲线

图 8 显示了模拟传感器对同体积不同浓度葡萄糖样品( $\epsilon_r \in (70~80)$ )的 S21。在 4.6~4.9 GHz 内,传感器产生了明显的谐振频率,并且随葡萄糖浓度产生偏移。同时,共振幅度也产生了显著变化,这意味着样本的损耗特性与传感器的频率响应也有相关性。此外,图 8 还表明了传感器在整个预期范围内检测葡萄糖的能力。Debye 模型显示[16],葡萄糖溶液在每相差 100 mg/dl 时,介电常数变化为 $\Delta \epsilon_r = 0.2$ ,以此为该模型的灵敏度参考,其值约为 5.06 MHz/(100 mg/dl)。

## 3. 模型优化与数据处理

## 3.1. 模型优化

考虑到一般传感器在高频时更易受到外部环境的干扰与影响,因此,如果增加传感器的工作频率, 将有可能提升葡萄糖浓度的检测敏感度。由 2.2 节中的图 5 可知, CSRRs 的外环直径 a 对该模型的谐振 点起主要的影响作用,通过修改 a 的取值,我们可以调整模型检测的频段。同时,介质基板与样本的尺 寸也要做相应调整,以实现检测频点更好的谐振深度。

具体测试结果 S21 如图 9 所示。图 9(a)~(d)分别表示外环直径 a = 4.6、5.6、6.6、7.6 (mm)时,传感 器负载葡萄糖溶液模型( ϵ<sub>r</sub> ∈ (70~80))后,谐振点随样本介电常数的变化。以 2.2 节中提到的灵敏度参考标 准可以计算出对应的灵敏度分别为 9.00、6.46、5.60、5.06 (MHz/(100 mg/dL))。随着传感器谐振点调整至 更高频率,其对葡萄糖溶液样本的灵敏度也在不断提高,可见该方案对于改善此类型传感器的检测灵敏 度具有一定的作用。

#### 3.2. 数据处理

为了更好地理解数据的变化趋势,量化理论预测与实验数据之间的差异,本节将对仿真得到的数据 进行拟合分析,以便得到该传感器在用于无创血糖检测方面的通用模型。具体的数据处理在 MATLAB



**Figure 9.** S21 results of sensors on glucose samples of different concentrations ( $\epsilon_r \in (70 \sim 80)$ ) at various detection frequencies **图 9.** 各检测频点下传感器对不同浓度葡萄糖样品( $\epsilon_r \in (70 \sim 80)$ )的 S21 结果

中进行。图 10 为外环直径 a 和频偏的多项式拟合结果,其中纵轴为传感器检测灵敏度的频偏,横轴为 a 的取值,图 10(a)~(d)分别为一次至四次的拟合结果。从拟合结果来看,传感器的检测灵敏度与 CSRR 的 尺寸成线性相关,随着整体尺寸的缩小,传感器对于葡萄糖溶液介电常数的变化更为灵敏。此外,将传感器空载时的谐振点与检测的频偏进行拟合得到图 11,很好地体现了两者之间的线性关系,其中一次拟合的 R<sup>2</sup> 就超过了 0.98。

## 4. 结论

本文提出了一种低成本、高灵敏度的微波传感器,用于实现无创血糖检测。传感器部分采用微带结构实现,在接地金属板上蚀刻 CSRR 单元。实验结果表明,所提出的传感器在 0~20 GHz 内表现出了不错



**Figure 10.** Fitting results of parameter a and frequency offset 图 10. 参数 a 与频偏的拟合结果



**Figure 11.** Fitting results of sensor resonance point and frequency offset 图 11. 传感器谐振点与频偏的拟合结果

的检测灵敏度,通过对模型尺寸的反复调整验证,检测灵敏度由最初的 5.06 MHz/(100 mg/dL)提升至 11.3 MHz/(100 mg/dL)。随着检测频点向高频移动,检测灵敏度呈现出线性的增长,数据的拟合结果也表明传感器的空载谐振点与检测灵敏度呈现高度的相关性。

# 基金项目

2023 浙江省教育厅一般科研项目(项目编号: 3100JYN4118001G-155)。

## 参考文献

- [1] Whiting, D.R., Guariguata, L., Weil, C. and Shaw, J. (2011) IDF Diabetes Atlas: Global Estimates of the Prevalence of Diabetes for 2011 and 2030. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 94, 311-321. https://doi.org/10.1016/j.diabres.2011.10.029
- [2] 熊怡, 吴冬梅, 毛国菊, 等. 中国 2 型糖尿病自我血糖监测频率达标率及其影响因素的 Meta 分析[J]. 现代预防 医学, 2024, 51(3): 507-513.
- [3] 冯令戈. 连续血糖监测技术在糖尿病管理中的应用与发展[J]. 药学进展, 2023, 47(10): 790-800.
- [4] 罗淑芳, 张威鹏, 潘莹. 连续血糖监测系统对比分析[J]. 中国医疗器械信息, 2021, 27(9): 8-9+30.
- [5] 杨宇祥, 吴彬, 林海军, 等. 无创血糖检测技术研究进展[J]. 分析测试学报, 2022, 41(4): 578-586.
- [6] 张馨予, 宋芳, 朱恒亮, 等. 红外光声光谱无创血糖检测技术[J]. 分析化学, 2023, 51(10): 1571-1583.
- Saha, S., Cano-Garcia, H., Sotiriou, I., Lipscombe, O., Gouzouasis, I., Koutsoupidou, M., *et al.* (2017) A Glucose Sensing System Based on Transmission Measurements at Millimetre Waves Using Micro Strip Patch Antennas. *Scientific Reports*, 7, Article No. 6855. <u>https://doi.org/10.1038/s41598-017-06926-1</u>
- [8] Hofmann, M., Bloss, M., Weigel, R., Fischer, G. and Kissinger, D. (2012). Non-Invasive Glucose Monitoring Using Open Electromagnetic Waveguides. 2012 42nd European Microwave Conference, Amsterdam, 29 October-1 November 2012, 546-549. <u>https://doi.org/10.23919/eumc.2012.6459152</u>
- [9] Siegel, P.H., Lee, Y. and Pikov, V. (2014). Millimeter-Wave Non-Invasive Monitoring of Glucose in Anesthetized Rats. 2014 39th International Conference on Infrared, Millimeter, and Terahertz Waves (IRMMW-THz), Tucson, 14-19 September 2014, 1-2. <u>https://doi.org/10.1109/irmmw-thz.2014.6956294</u>
- [10] Omer, A.E., Shaker, G., Safavi-Naeini, S., Kokabi, H., Alquié, G., Deshours, F., *et al.* (2020) Low-Cost Portable Microwave Sensor for Non-Invasive Monitoring of Blood Glucose Level: Novel Design Utilizing a Four-Cell CSRR Hexagonal Configuration. *Scientific Reports*, **10**, Article No. 15200. <u>https://doi.org/10.1038/s41598-020-72114-3</u>
- [11] Baena, J.D., Bonache, J., Martin, F., Sillero, R.M., Falcone, F., Lopetegi, T., et al. (2005) Equivalent-Circuit Models for Split-Ring Resonators and Complementary Split-Ring Resonators Coupled to Planar Transmission Lines. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, 53, 1451-1461. https://doi.org/10.1109/tmtt.2005.845211
- [12] Ebrahimi, A., Withayachumnankul, W., Al-Sarawi, S.F. and Abbott, D. (2014) Dual-Mode Behavior of the Complementary Electric-LC Resonators Loaded on Transmission Line: Analysis and Applications. *Journal of Applied Physics*, 116, Article ID: 083705. <u>https://doi.org/10.1063/1.4893751</u>
- [13] Omer, A.E., Gigoyan, S., Shaker, G. and Safavi-Naeini, S. (2020) WGM-Based Sensing of Characterized Glucose-Aqueous Solutions at mm-Waves. *IEEE Access*, 8, 38809-38825. <u>https://doi.org/10.1109/access.2020.2975805</u>
- [14] Kim, J., Babajanyan, A., Hovsepyan, A., Lee, K. and Friedman, B. (2008) Microwave Dielectric Resonator Biosensor for Aqueous Glucose Solution. *Review of Scientific Instruments*, **79**, Article ID: 086107. <u>https://doi.org/10.1063/1.2968115</u>
- [15] Omer, A.E., Shaker, G. and Safavi-Naeini, S. (2020) Portable Radar-Driven Microwave Sensor for Intermittent Glucose Levels Monitoring. *IEEE Sensors Letters*, 4, 1-4. <u>https://doi.org/10.1109/lsens.2020.2986208</u>
- [16] 胡敏, 肖夏, 宋航, 等. 基于 Debye 模型的微波无创血糖浓度检测[J]. 激光与光电子学进展, 2020, 57(23): 100-108.
- [17] Hofmann, M., Fischer, G., Weigel, R. and Kissinger, D. (2013) Microwave-Based Noninvasive Concentration Measurements for Biomedical Applications. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, 61, 2195-2204. https://doi.org/10.1109/tmtt.2013.2250516
- [18] Yilmaz, T., Foster, R. and Hao, Y. (2019) Radio-Frequency and Microwave Techniques for Non-Invasive Measurement of Blood Glucose Levels. *Diagnostics*, 9, Article 6. <u>https://doi.org/10.3390/diagnostics9010006</u>