法政大学学術機関リポジトリ HOSEI UNIVERSITY REPOSITORY

PDF issue: 2025-07-12

高精度相補型スプリットリング共振器グル コースセンサー

吉村, 浩司 / Yoshimura, Koji

(出版者 / Publisher) 法政大学大学院理工学研究科 (雑誌名 / Journal or Publication Title) 法政大学大学院紀要.理工学研究科編 (巻 / Volume) 65 (開始ページ / Start Page) 1 (終了ページ / End Page) 5 (発行年 / Year) 2024-03-24 (URL) https://doi.org/10.15002/00030723

高精度相補型スプリットリング共振器 グルコースセンサー

A Complementary Split Ring Resonator Sensor Optimized for Maximizing the Dip and Q-value in S21 Frequency Characteristics

吉村 浩司

Yoshimura Koji 指導教員 安田 彰

法政大学大学院理工学研究科電気電子工学専攻修士課程

Abstract—A modified complementary split ring resonator (CSRR) sensor with a high-quality factor (Q-value) and sensitivity is developed for aiming at fluidic dielectric characterization, such as glucose monitoring. The microstrip transmission line and the CSRR sensor are formed on the front and backplane of a printed circuit board, respectively. The CSRR sensor is formed by two straight-line inductors, placed perpendicular to a microstrip line and a single ring-shaped capacitor. The width of the microstrip line (MSL) is widened, despite of lowering the characteristic impedance less than 50 Ω . The printed circuit board was fabricated. From S21 measurements, the dip was –56 dB at 6.14 GHz without a glucose aqueous solution on the CSRR sensor. Changes in S21 dip frequency and amount of the dip were observed to be approximately 100 MHz and 3 dB, respectively, for five different concentration of glucose aqueous solutions of 0, 1, 3, 5, and 10 wt%.

Key Words : CSRR, Q-value, Ring capacitor, Straight-line inductor, Wide microstrip line

1. はじめに

モバイル機器やウェアラブル機器の利用が急速に進ん でいる.糖尿病から人々を守るために,腕時計にグルコー スセンサーを取り付ける試みが行われたが,感度に問題 がある可能性がある[1].血液中であっても流体の誘電率 やグルコース濃度を測定するアプローチとして,ある周 波数で共振し,誘電率やグルコース濃度が変化すると周 波数が変化する相補型スプリットリング共振器(CSRR) 構造が利用されている.典型的な CSRR 構造は,誘電体 回路基板のグランドプレーン上に形成された内輪と外輪 のコンデンサとインダクタを使用する.この構造は共振 器として機能する[2].この構造は,誘電体基板の表側の マイクロストリップ線路(MSL)と組み合わせて利用さ れ,帯域除去フィルタのような特定の周波数にディップ を有する S21 特性を持っている[3],[4].しかし,そのディ ップ量は十分とはいえなかった.

グルコースセンサーのような高感度液体センサーを実 現するためには、CSRR センサー自体の共振性能を向上さ せる必要がある.このような場合、シンプルなレイアウト 構造が有効 となる可能性がある.そこで本研究では、共 振やQ値に与える部品の影響を考慮し、簡単な構造で高 感度な CSRR センサーを実現することを目的とする.

2. 測定原理

a. CSRR センサーの提案構造

本研究では、MSL と CSRR を用いて S21 周波数特性の ディップを測定する.図1 に提案構造の俯瞰図を示す. CSRR は、基板が FR-4 と呼ばれるプリント基板 (PCB) の裏面にグランドプレーンとともに構築されている. MSL は基板の前面に配置されている.

CSRR の詳細なレイアウトを図 2 に示す. グランドプレーンにある金属膜のない円形の領域は、内側の金属領域(以下,金属島と呼ぶ)と外側のグランドプレーンとの間でコンデンサ C_c として機能する.金属島は電界を利用してMSLからの信号と結合し、コンデンサ C_s を形成する.



図1 提案する CSRR センサーの構造



b. 動作原理

S21 周波数特性のディップ周波数は、図1と図2に示 す構造で測定する.図1のポート1に入力信号を印加し, ネットワークアナライザを用いてポート2の出力を測定 する.S21とはポート1に入力された信号がポート2か らどれくらい出力されるかを表す.例えば,入力信号が減 衰することなくすべて出力される場合,S21は1つまり OdBとなる.本研究で提案するCSRRセンサーは共振器 であり,直列共振が発生する.共振時はポート1から入 力された信号はMSLから金属島を経由してグランドプレ ーンへと流れるため,ポート2からの出力は限りなく小 さくなる.そのため,共振時はS21特性にディップが観 測される.図2の金属島上に,ある誘電率を持つ液体や 水溶液を置くと,液体や水溶液の濃度差によってディッ プ周波数が変化する.したがって,液体の濃度が測定でき る.

図 3 に CSRR センサーの等価回路を示す[3]. L_{T1} と L_{T2} は MSL のラインインダクタンスを示し、 C_S は MSL と 金属島間のキャパシタンスを示す. L_C は L_{C1} と L_{C2} の並列 組み合わせを示す. R_1 はコイルの直列抵抗を示す. C_C は、 金属島と外部グランドプレーンによって形成される容量 を示す. R_C はコンデンサ C_C の損失を示す.





金属島上に液体や水溶液を置くと、図3に示すように コンデンサCmと損失抵抗Rmが並列に接続される.また、 CmとRmの値は、液体や水溶液の濃度によって変化する. その結果、ディップ周波数とディップ量が変化する.実際 にグルコース水溶液を置き、測定をした場合、図4に示 すような状況になる.水溶液がない場合は、ディップ周波 数が高く、ディップも深くなる.水溶液を CSRR センサ ーに置くと、コンデンサと損失抵抗が追加されるため、デ ィップ周波数が低くなり、ディップも浅くなる(No.1). S21 測定の曲線は、図4に示す No.1 のようになる.そし て、グルコース濃度が増加すると、キャパシタンスCmが 減少し、損失が増加するため(これはRmの減少に対応す る)、No.1 から No.5 の順でディップ周波数と大きさが 推移すると考える.グルコース濃度は、ディップ周波数を 読み取ることによって決定される.

CSRR のレイアウトの最適化 a. 0 値の計算

図 11 の結果より, 共振回路にグルコース水溶液を接続 すると S21 周波数特性のディップはかなり減衰すること が想定できる. そのため S21 の周波数特性の感度を上げ るためには, 大きなディップ (Q 値) が必要である. コン デンサ C_c とインダクタ L_c の配置が重要になる. Q 値は, 図 3 の J 点からグランドを見た回路を用いて, RLC 直列 回路に換算して求める. $C_c \geq C_m$, $R_c \geq R_m$ の並列組み合わ せをそれぞれ $C_p \geq R_p$ に代入し, R_1 は高周波数になるにつ $nR_1 \ll \omega L_c$ となり, インダクタのインピーダンスに対し て限りなく小さく見えるため R_1 を無視すると, CSRR の等 価回路の合成インピーダンスから $R_e \geq L_e$ は次のようにな る.

$$R_{e} = \frac{\omega^{2}L_{c}^{2}R_{p}}{R_{p}^{2}(1-\omega^{2}L_{c}C_{p})^{2}+(\omega L_{c})^{2}}$$

$$L_{e} = \frac{L_{c}R_{p}^{2}(1-\omega^{2}L_{c}C_{p})}{R_{p}^{2}(1-\omega^{2}L_{c}C_{p})^{2}+(\omega L_{c})^{2}}$$
(1)

ここで、共振周波数 ω_0 は、 C_s 、 C_p 、 L_c によってのみ決定 されると仮定する.

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L_c(C_s + C_p)}} \tag{2}$$

このω₀を用いると、共振時のQ値は次のようになる.

$$Q = \frac{\omega_{0}L_{e}}{R_{e}} = \frac{\omega_{0}L_{c}R_{p}^{2}(1 - \omega_{0}^{2}L_{c}C_{p})}{\omega_{0}^{2}L_{c}^{2}R_{p}}$$
$$= R_{p}\sqrt{\frac{C_{s} + C_{p}}{L_{c}}} \times \left(\frac{C_{s}}{C_{s} + C_{p}}\right)$$
(3)

式 (3) は, C_s が大きく L_c が小さいと Q 値が大きくなることを示している. グルコース水溶液のように C_p が大きくなると Q 値は悪化する.

b. インダクタの位置

本研究で提案する CSRR センサーはグランドプレーン 面に CSRR,表面に MSL を設けたレイアウトになってい る. CSRR のレイアウトは従来の CSRR に比ベシンプル なレイアウトにしている.図2より,インダクタの大き さも小さくなりQ値の向上が見込める.しかし,MSLか らの電界や磁界の影響によって,インダクタの特性は異 なると考える.そこで,インダクタの位置を変えた時,S21 周波数特性にどのような変化があるのか検討する.

従来の2 重リング CSRR のレイアウトパターンを図 5(a) "Double Ring"に示す.次に、本研究で提案する CSRR のレイアウトパターンをインダクタの位置を変えて図 5(b),(c),(d)に示す.(b) "Horizontal"は MSL の向きに対して 水平方向にインダクタを配置し、(c)"45degrees"は MSL に 対して 45°回転させ配置,(d)"Vertical"は MSL に対して垂 直にインダクタを配置している.





図5に示すレイアウトのシミュレーション結果を図 6 に示す. (a)"Double Ring"はインダクタが長いためL_cは大 きくなり、コンデンサC_cも大きいため、共振周波数や Q 値が低くなってしまう. (b),(c),(d)はリングが形成するコ ンデンサの大きさは一緒のため、やはりインダクタの配 置によって MSL からの電界と磁界の影響によって S21 周 波数特性は変化する. その中で、最も S21 周波数特性が 良かったものは(d)"Vertical"である. (d) "Vertical"の場合、 MSL への印加信号は横波(TEM 波)とみなされ、電界と 磁界がインダクタに対して垂直に交差する. そこで、 CSRR には図 5(d)のレイアウトパターンを採用する.

c. MSL の線幅の検討

高周波数技術では不要反射による損失を防ぐためイン ピーダンスマッチングつまり50 Ω 整合が取れた線路にな るよう設計することが一般的である.しかし, Q値の計 算より, MSL-CSRR 間容量 C_S は大きくすることでQ値が 良くなることがわかる.そのため, MSL の線幅を広げる ことは MSL-CSRR 間容量 C_S が大きくなることにつながる. また, S21 周波数特性はインピーダンスマッチングなしで 測定できるので,ディップが大きければ MSL の線幅の調 整は不要である.

EMpro を用いて MSL の線幅 $w \ge 1.7 \text{ mm} \ge 5.7 \text{ mm}$ に 設定し, CSRR センサーが共振した場合の電磁界解析を行 い, MSL-CSRR 間容量 C_S が MSL の線幅を 1.7 mm に設定 したときに比べ, 5.7 mm に設定したときの方が大きくな ることを確認する. MSL-CSRR 間の電界Eと容量 C_S は

$$E = \frac{Q}{\epsilon_0 S} \left[V/m \right] \tag{4}$$

$$C_S = \frac{Q}{V} = \frac{Q}{Ed} [F]$$
(5)

と表せる.

次に電磁界解析結果を図7,図8に示す.図7はMSL の線幅 w が1.7 mmの時のEフィールド強度を示してお り,図8はMSLの線幅 w が5.7 mmの時のEフィールド 強度を示している. 図 7, 図 8 より,共振が発生すると MSL とグランドが短絡し信号が反射して入力側へ戻って くる. そのため, E フィールド分布は入力から CSRR の 位置までに限定される. そして図 7 と図 8 の電界の大き さを見ると, MSL の線幅 w=5.7 mm の方が MSL の線幅 w=1.7 mm に比べ電界が小さいことがわかる. つまり(24) 式より,線幅を広くした方が MSL-CSRR 間容量 C_S が大き くなることが確認できる.

MSL の線幅は広くした方が, MSL-CSRR 間容量 C_s が大 きくなり, S21 周波数特性の Q 値も大きくなることが理 論的に示せるので,実際に MSL の線幅を 1.7 mm から 9.7 mm まで 1 mm 毎大きくしていった時の S21 周波数特性 を測定する.測定結果を図 9 に示す. MSL の線幅を大き くしていくと MSL-CSRR 間容量 C_s が大きくなるため, (2) 式よりディップ周波数は小さくなる.そして MSL の線幅 w が 1.7 mm から 5.7 mm まで大きくした時は(3)式よりデ ィップが深くなり, S21 周波数特性の Q 値が大きくなる. しかし, MSL の線幅 w を 6.7 mm より大きくすると S21 周 波数特性の Q 値は小さくなる.

S21 周波数特性が悪化する境界, MSL の線幅 w=5.7 mm と w=6.7 mm には CSRR のインダクタがある. つま り, MSL の線幅を大きくしていき, グランドプレーン面 の CSRR のインダクタと重なり始めると, ディップが浅 くなり, S21 周波数特性の Q 値が小さくなる. MSL の幅 を適切に選択することで, 大きな S21 ディップと高い Q 値を実現できる.



図7 Eフィールド (MSL の線幅 w=1.7mm)



図8 Eフィールド (MSL の線幅 w=5.7mm)



図9 様々な MSL の線幅での S21 周波数特性

4. 実験結果

グルコースセンサーを実現するために,図10に示すようなプリント回路基板を作製した.基板サイズは20 mm×30 mm×0.8 mm で,誘電率は3.8 である.図10に示すように,直径10 mm,高さ10 mmの円形のabs樹脂チューブをCSRR 金属パターン上に配置した.様々な濃度のグルコース水溶液をチューブに入れ,実験を行った. CSRR センサーは,共振周波数が約7 GHz になるように作られた.これは,グルコース水溶液の誘電率の実部が,この周波数では温度依存性を持たないためである[5].したがって,共振周波数は温度によって変化しない.湿度,接触圧,指紋など他の要因の影響については,今後の課題としたい.

S21の周波数特性は,円管も水溶液も用いずに測定した. 図11に結果を示す.ディップ周波数は6.14 GHz,ディッ プ量は-55.8 dB であった.



図 10 円形チューブを使った CSRR の測定設定



図 11 チューブと水溶液を使用しない CSRR センサーの S21 周波数特性



次に、様々な濃度のグルコース水溶液を図 9 の円管に 入れる.水溶液の体積は約1 cm³である.この実験では, 5つの異なる濃度(0wt%, 1wt%, 3wt%, 5wt%, 10wt%) のグルコース水溶液を用いて測定を行う. ここで 1wt%と は、水に1gのグルコースが含まれ、水溶液の総重量が 100 g であることを意味する. 図 12 に 5 種類のグルコー ス水溶液のディップ周波数とディップ量の実験結果を示 す.赤色のプロットが縦軸左の S21 ディップ周波数を示 し、青色のプロットが縦軸右のディップの大きさを示す. グルコース水溶液の静電容量と損失が大きいため、ディ ップ周波数は約3.6 GHz, ディップ量は-33 dB 以下とな る. グルコース水溶液の場合, 濃度が高くなると誘電率が 低下し、損失が増加する.図12の結果は、グルコース水 溶液の濃度が高くなるにつれて、ディップ周波数は約100 MHz 増加し, ディップ量は約3dB 低減する. よって, 理 論とよく一致する.また,図12の結果のプロットされた 点を結ぶと周波数変化の直線性が表れる. 直線性は外れ 値がないことを示すため、重要な要素の1つである.

5. 結論

S21 周波数特性のゼロが最小になるように,最適化された CSRR レイアウトパターンが提案されている.2 つの短いインダクタを MSL に垂直に配置し,リング型コンデンサを1 つだけ使用し,MSL の幅を大きくすることで,ディップは十分に大きくなった.MSL と CSRR を搭載したプリント基板を作製し,測定した結果,グルコース水溶液の濃度を検出できる可能性が確認された.このように,本研究で述べた最適化は,将来のウェアラブル・グルコース・センサーの実現に有効である.

謝辞

本研究を進めるにあたり,多大なるご指導とご助言を していただきました,安田先生,山下先生,杉本先生に深 く感謝申し上げます.また,本研究にご協力いただいた安 田研究室の皆様にもこの場をお借りして感謝申し上げま す.また,本研究は東京大学大規模集積システム設計教育 研究センターを通しキーサイト株式会社の協力で行われ たものである.

参考文献

- T. Chang, et. al., "Highly integrated watch for noninvasive continual glucose monitoring," Open Access, Microsyst. & Nanoeng., vol. 8, no.25, 2022.
- [2] J. Bonache, M. Gil, I. Gil, J. Garcia-Garcia, and F. Martin, "On the Electrical Characteristics of Complementary Metamaterial Resonators," IEEE Microwave and Wirel. Compon. Lett., vol.16, no.10, pp.543-545, October 2006.
- [3] M. S. Boybay, and O. M. Ramahi, "Material Characterization Using Complementary Split-Ring Resonators," IEEE Trans.Instrumentation and Measurement, vol.61, no.11, pp.3039-3046, Nobember 2012.
- [4] A. Ebrahimi, W. Withayachumnankul, S. Al-sarawi, and D. Abbott, "High-Sensitivity Metamaterial-Inspired Sensor for Microfluidic Dielectric Characterization," IEEE Sens. J., vol.14, no.5, 1345-1350, May 2014.
- [5] K. Fujimori, N. Li and Y. Sugimoto, "Sensitivity Comparison Between Reflection and Transmission Coefficient by Free Space Method for Non-Invasive Glucose Monitoring Sensor," Proceedings of the 2017 IEEE 17th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE 2017), pp.379-382, October 2017.