

相補型スプリットリング共振器(CSRR)を用いた非侵襲血糖値センサ

TAKEUCHI, Haruki / 竹内, 遥輝

(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)

64

(開始ページ / Start Page)

1

(終了ページ / End Page)

4

(発行年 / Year)

2023-03-24

(URL)

<https://doi.org/10.15002/00026326>

相補型スプリットリング共振器(CSRR)を用いた 非侵襲血糖値センサ

A STUDY TO DEVELOP A NON-INVASIVE GLUCOSE SENSOR BY USING
A COMPLEMENTARY SPLIT RING RESONATOR

竹内遥輝

Haruki TAKEUCHI

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

In this paper, we describe the characteristics of the parameters, including the imaginary part as the dielectric constant of the glucose aqueous solution that resembles blood to realize a blood glucose sensor. A sensor using a complementary split ring resonator is investigated, focusing on the change in resonance frequency with glucose concentration. The relationship between the glucose concentration and the frequency dip of S21 is evaluated by simulation.

Key Words : Complementary split ring resonator, Complex permittivity, Non-invasive, Glucose

1. はじめに

糖尿病の患者は年々増加おり、全世界で約 2 億人存在するといわれている。糖尿病の患者は、毎日複数回の血糖値測定が必要であり、現在主に使われている採血型の血糖値測定器は採血時の苦痛や、また感染症の恐れも生じる。

そこで、血糖値測定時の糖尿病患者の負担を減らせるため、非侵襲型血糖値センサは期待されている。

本研究では、血液に見立てたグルコース水溶液の誘電率として、虚数部を含めたパラメータを用いたときのグルコース濃度による共振周波数の変化に着目した、相補型スプリットリング共振器(CSRR)を用いたセンサを検討する。グルコース濃度と S21 の周波数ディップの関係をシミュレーションにより評価する。

2. 研究背景

(1) 人体の比誘電率の周波数特性

図 1 に人体の比誘電率の周波数特性を示す[1]。図 1 に示すように、人体(血液など)の比誘電率は GHz 帯で、ほぼ水と等しくなる。

高周波では誘電率が下がり、グルコース濃度の変化が見えやすくなるので、GHz 帯で測定することが望ましい。

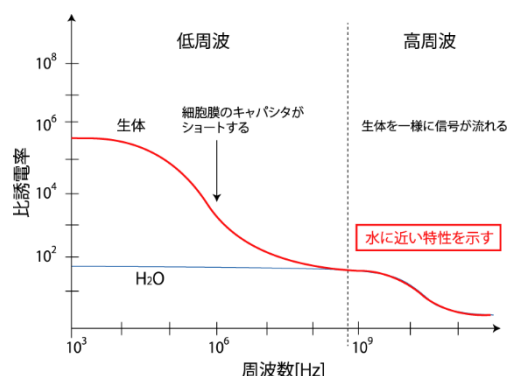


図 1 人体の比誘電率の周波数特性

(2) 複素誘電率の定義

本研究では、血液を模してグルコース水溶液を用いる。その誘電率として、複素誘電率の実測値を用いる。図 2 に損失のあるコンデンサを示す。

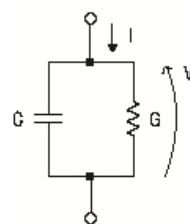


図 2 損失のあるコンデンサ

図 2 より、アドミタンス Y は

$$Y = G + j\omega C = j\omega C_0 \left(\frac{C}{C_0} - j \frac{G}{\omega C_0} \right) \quad (1)$$

なので、誘電率 ε は

$$\varepsilon = \varepsilon' - j\varepsilon'' = \frac{C}{C_0} - j \frac{G}{\omega C_0} \quad (2)$$

と定義でき、複素誘電率を定義できる。

ここで、 ε' (実数部) は通常の誘電率で、分極のしやすさを表す。 ε'' (虚数部) は誘電損失であり、損失の影響を表すパラメータである。

よって複素誘電率は、損失も考慮した誘電率となっている。

(3) グルコース水溶液の複素誘電率実測値

図 3 にグルコース水溶液の複素誘電率実測値 (実数部)、図 4 に虚数部を示す[2]。ただし、wt % は質量パーセント濃度であり、g/100g を示している。

図 3 のように、実数部はグルコース水溶液の濃度が高いほど、誘電率が減少することがわかる。また、5~10GHz 前後が、最もグルコース水溶液の濃度による誘電率の変化が大きいことがわかる。

一方で、図 4 のように、虚数部は約 7GHz で、グルコース水溶液の濃度による誘電率が変化しないことがわかる。

よって約 7GHz で、複素誘電率の虚数部が、グルコース濃度に依存しなくなるといえる。

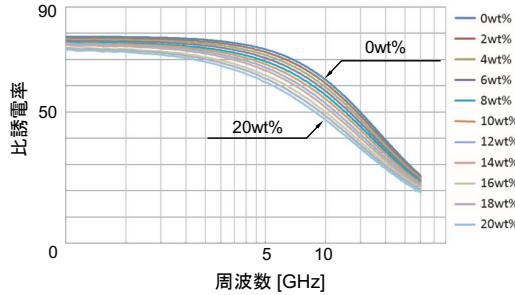


図 3 グルコース水溶液の複素誘電率実測値 (実数部)

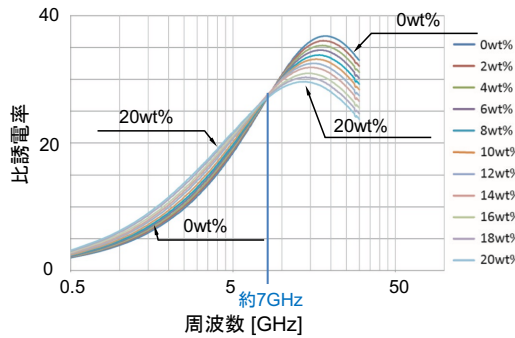


図 4 グルコース水溶液の複素誘電率実測値 (虚数部)

(4) グルコース水溶液の誘電率の温度特性

図 5 にグルコース水溶液の誘電率の温度特性を示す[3]。

図 5 より、約 7GHz で、温度によらず誘電率が一定になることがわかる。よって 7GHz では、温度特性が無視できるといえる。

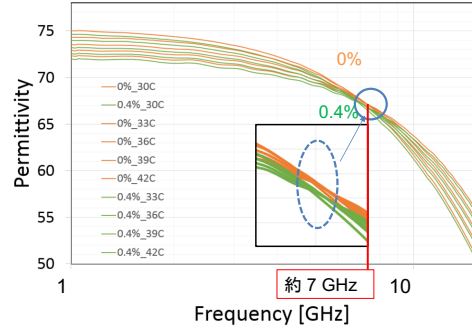


図 5 グルコース水溶液の誘電率の温度特性

3. 提案手法

(1) CSRR で共振周波数から誘電率を測定

測定方法の概要を図 6、CSRR の等価回路を図 7 に示す。

図 6 のように、共振器のある基板に指を置くことにより、図 7 のように指の影響を受け容量が変化するので、共振周波数の変化を観測して誘電率を測定する。なお、共振周波数 f_0 を求める式は以下になる。

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L(C_{\text{基板}} + C_C + C_{\text{指}})}} \quad (3)$$

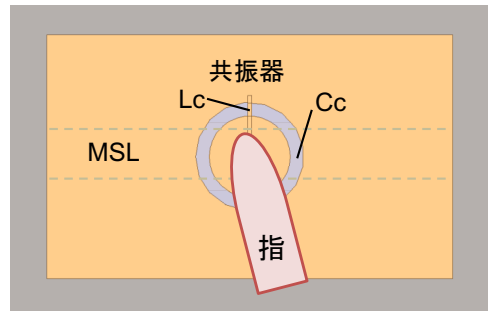


図 6 測定方法

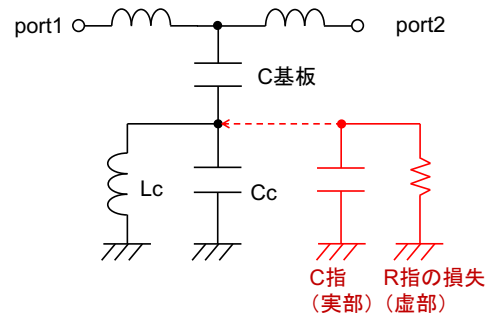


図 7 CSRR の等価回路

(2) 相補型スプリットリング共振器(CSRR)の構造

図 8 に基板の裏面, 図 9 に基板の表面を示す. グランドプレーン中にリング型の共振器を置いた. 基板は厚さ 0.8mm のテフロン, 表面にマイクロストリップラインがあり, 幅は 5mm とする. 表面の左端を入力端子, 右端を出力端子とする. この共振器の上に, 厚さ $18\mu\text{m}$ のテフロンシートを貼り, この上に指を置く.

表面の MSL に信号を入れ, 透過係数 S_{21} を観測する. 入力端には信号源と 50Ω 抵抗, 出力端は 50Ω 抵抗を通して GND へ接続されている.

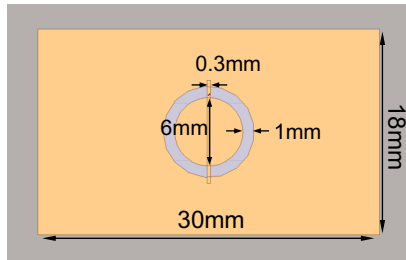


図 8 基板の裏面



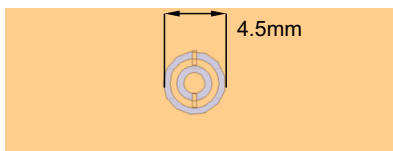
図 9 基板の表面

(3) 共振器の形状

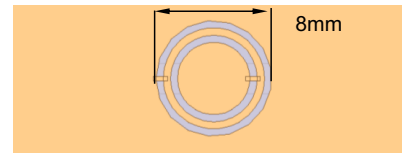
図 10 に共振器の従来型, 提案する形状を示す. 従来型はいずれも上下非対称な形状で, 従来型 1 は共振周波数 7GHz を得るために共振器を小さくする必要があり, 指が入らないことが不都合である.

また, 従来型 2 は, 2 つの共振周波数が出現するので, どちらで共振するか不定なことが問題点である.

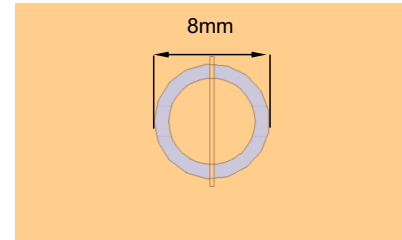
一方で, 提案型 (一重 CSRR) は, 上下にショートバーを入れた上下対称な形状で, 共振器を十分大きくできることが利点である.



従来型 1



従来型 2



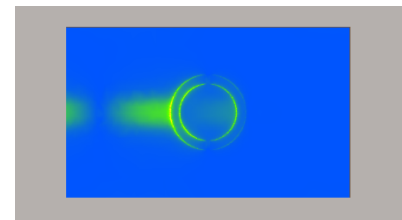
提案型 (一重 CSRR)

図 10 共振器の形状

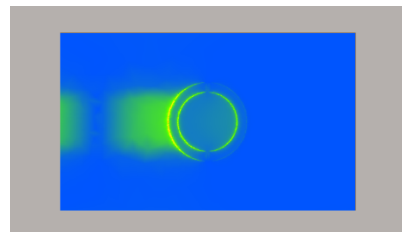
(4) マイクロストリップラインの幅

図 11 は, マイクロストリップラインの幅が 2.1mm, 5mm のときの基板の電界分布のシミュレーション結果である.

図 11 より, 5mm のほうが共振器全体に電界が分布していることがわかる. 実際に 5mm のほうが S_{21} ディップは深くなり, Q 値が大きくなることも確認できた. よって, マイクロストリップラインの幅は 5mm で検証を行う.



2.1mm (50Ω 整合)



5mm

図 11 電界分布 (約 7GHz 共振時)

(5) 指モデル

共振器の上に $18\mu\text{m}$ のテフロンシートを貼ってその上に指モデルを置く.

指のモデルとして形状, 誘電率を図 12 のように設定した[4]. ただし, 血液の部分は, 表 1 のパラメータを用いた. 表 1 は 4GHz 時のグルコース水溶液の複素誘電率の実測値 (研究 Gr にて測定) であり, 損失を含んだ条件となっている.

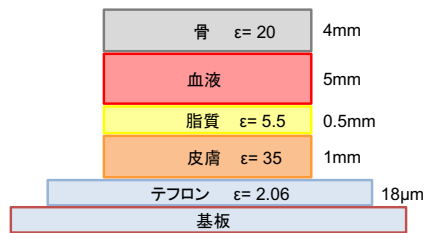


図 12 指モデル

表 1 グルコース水溶液の各パラメータ

グルコース濃度[%]	複素誘電率		tanδ
	実数部 ϵ_r'	虚数部 ϵ_r''	
0	75.35	14.83	0.1970
1	75.15	15.26	0.2031
3	74.20	15.64	0.2108
5	73.36	15.92	0.2170
10	70.73	16.84	0.2381

4. シミュレーション結果

図 13 に S21 のシミュレーション結果を示す. 図 1 より, 指を置く前は, 約 7GHz のディップが表れていて, 指を置くと約 4GHz に低下していることがわかる.

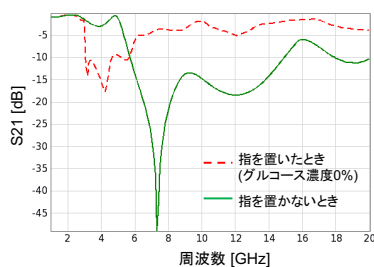


図 13 S21 の周波数特性

また, 図 14 にグルコース濃度を变化させたときの S21 ディップ, 図 15 にグルコース濃度による S21 ディップ周波数の変化のグラフを示す. 図 14 より, グルコース濃度の上昇で, 共振周波数が上昇していくことが確認できる. また, 図 15 より, ディップ周波数変化は, グルコース濃度と概ね比例関係となっていることがわかり, グルコース濃度 0~10%で, 約 50MHz の S21 ディップ周波数の変化が得られた.

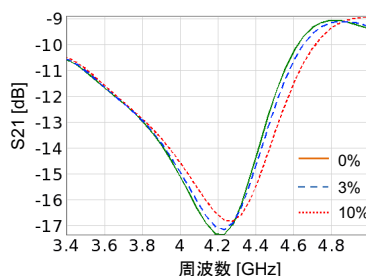


図 14 グルコース濃度による S21 の周波数特性

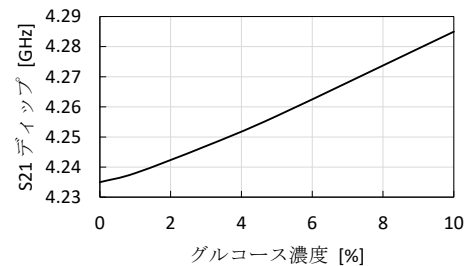


図 15 グルコース濃度による S21 ディップ周波数の変化

5. まとめ

本研究では, 血液に見立てたグルコース水溶液の誘電率として, 複素誘電率を用いてグルコース濃度による共振周波数の変化に着目した, 相補型スプリットリング共振器(CSRR)を用いたセンサを検証した.

提案型のセンサでは, 7GHz 付近においては温度特性に影響を受けない測定が可能であり, また提案した一重相補型スプリットリング共振器(CSRR)を用いることにより, グルコース濃度を感度よく測定できることを確認できた. さらに複素誘電率を用いた結果, 損失を含んだ条件でも測定できるため, 実際の血液でも測定可能であると考えられる.

今後の課題として, 実用的な血液中のグルコース濃度 (0.1~0.4wt%) で十分な周波数変化を実現し, 非侵襲血糖値センサを実現する. また, 指を置いた状態での共振周波数低下を考慮したブラッシュアップ設計を検討する.

謝辞: 本研究を進めるにあたり, 多大なるご指導と助言をしていただいた, 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

- 1) From O.G.Martinsen, et al. "Interface Phenomena and Dielectric Properties of Biological Tissue," Encyclopedia of Surface and Colloid Science, 2002.
- 2) 中央大学大学院理工学部研究科電気電子情報工学専攻 修士論文 彦坂慎吾著 2016 年 3 月
- 3) 2017.03; 藤森賢人, 杉本泰博, 李寧; 非侵襲血糖値測定用のグルコース水溶液依存の解析; 2017 年電子情報通信学会総合大会, エレクトロニクス講演論文集 1, C-2-92, p.105.
- 4) Volkan Turgul and Izzet Kale, "A Novel Pressure Sensing Circuit for Non-invasive RF/Microwave Blood Glucose Sensors", IEEE 16th Mediterranean Microwave Symposium, 2016.