

溶液の誘電損失によらない非侵襲血糖値センサの実現のための研究 a research on realizing a non-invasive blood glucose sensor independent of dielectric loss of a solution

電気電子情報通信工学専攻 野口 純平
Junpei Noguchi

1 はじめに

現在普及している血糖値センサは患者の血液を採取して測定する侵襲血糖値センサである。この測定をするために患者の体に傷をつけて血液を採取する必要がある。このように現在の血糖値センサは日常的に血糖値の測定をするには患者の負担が大きくなってしまふ。そのため、患者を傷つけない非侵襲の血糖値センサの開発が進められている。非侵襲の血糖値センサは患者に傷をつけないため日常的、連続的に血糖値の測定をしやすいメリットがある。

2 複素誘電率の周波数特性について

誘電率は複素数で表され、

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (1)$$

で表現される。 ϵ' は通常の誘電率で分極のしやすさを表すパラメータである。 ϵ'' は誘電損失となり損失の影響を表すパラメータになっている。

この水溶液の複素誘電率は周波数特性をもつ。以下のグラフのような傾向を持っている。

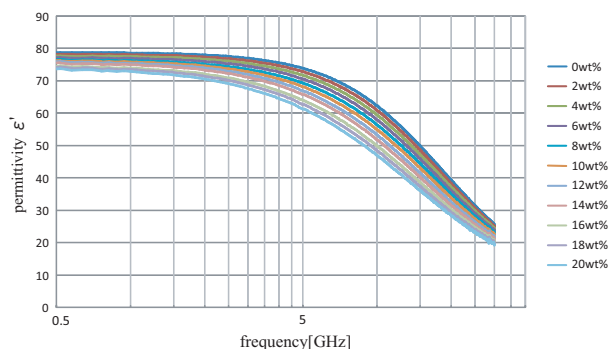


図 1: グルコース水溶液の複素誘電率 (実部)

ϵ' は周波数が増加すると低周波数ではゆるやかに減少するが、高い周波数では大きく減少する。 ϵ'' は、周波数が高くなるにつれて増加していき最大となり減少していく。また、 ϵ' は 7~8GHz で濃度差が一番出る

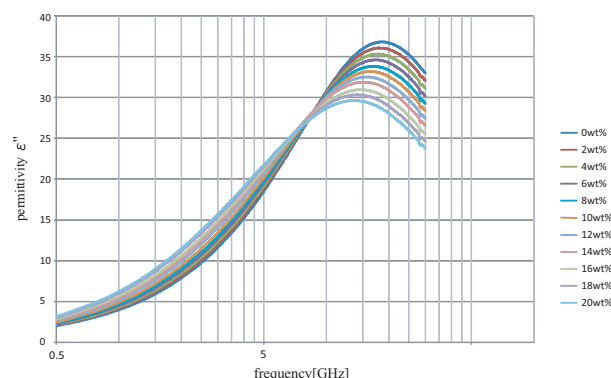


図 2: グルコース水溶液の複素誘電率 (虚部)

結果が測定されている。 ϵ'' は周波数が増加するごとに高くなり 7~8GHz でピークを迎えてそれ以上の周波数で減少していく。

この結果より 7~8GHz が濃度差が大きくなるが、 ϵ'' も大きくなるので、濃度差が大きいが同時に損失が大きい周波数帯となっている。よって、濃度差の誘電率変化を精度よく測定できるのが 7~8GHz の周波数帯である。

またグルコース水溶液の回路モデルは図 3 となり、容量と損失の並列の回路として扱うことができる。それぞれの容量と損失のパラメータは式 4 と式 5 から表される。この式より ϵ' は容量に関わるパラメータになるので、周波数に影響を及ぼす。 ϵ'' は損失に関わるパラメータとなっている。

$$Y = G + j\omega C_g = j\omega C_0 \left(\frac{C_g}{C_0} - j \frac{G}{\omega C_0} \right) \quad (2)$$

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' = \frac{C_g}{C_0} - j \frac{G}{\omega C_0} \quad (3)$$

$$C_g = C_0 \epsilon' = \frac{\epsilon_0 S}{d} \epsilon' \quad (4)$$

$$G = \omega C_0 \epsilon'' = \frac{\omega \epsilon_0 S}{d} \epsilon'' \quad (5)$$

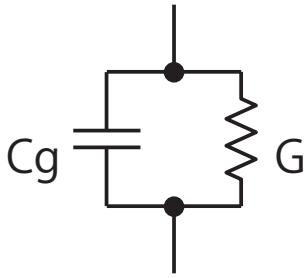


図 3: グルコース水溶液の等価回路

3 共振法を用いた測定手法について

現在の非侵襲血糖値センサに向けての測定方法の一つに共振法がある。共振法は、コイルとコンデンサの共振周波数を利用して測定する方法である。コイルのインダクタンス L とコンデンサのキャパシタンス C とすると共振周波数は

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (6)$$

となる。

このコイルとコンデンサを共振器とする。この共振器に水溶液を近づけて配置する。水溶液は回路的には抵抗とコンデンサの並列接続したものとモデル化される。これを共振器のコンデンサに並列に接続されるように配置する。水溶液の容量を C_g とすると共振器の共振周波数は

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{L(C+C_g)}} \quad (7)$$

となり周波数が減少する。この周波数の減少量によって水溶液の容量が変わるので容量を測定することができる。また、容量が変化することで誘電率の変化を測定することができる。そして、誘電率の変化からグルコース濃度を測定することができるので血糖値を測定できると研究されている。また、この共振法は現在は水溶液を共振法に近づけて測定をしているが、高周波でこの手法を利用すれば人間のインピーダンスを水として近似することができるので指などを近づけることで測定ができる。

この周波数変化を測定するためにネットワークアナライザを用いて以下の図4のような測定系を構成する。

図5のようにネットワークアナライザにより S_{21} のパラメータの最小になる周波数変化を測定することで水溶液の濃度を測定することができる。

しかし、抵抗が小さいと S_{21} の dB 値が減少してしまう結果となった。また、-3~5dB だとシミュレーション上では判別が可能であるが、実際の測定ではネットワークアナライザの性能やノイズなどにより-3~5dB だと判別が不可能になる場合がある。また、指などのより損失の

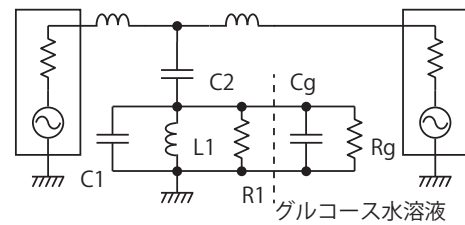


図 4: ネットワークアナライザを用いた測定系の等価回路図

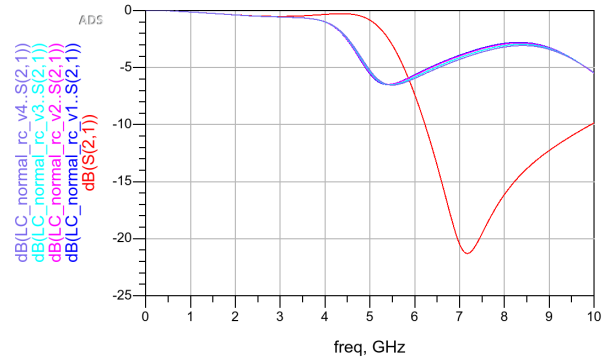


図 5: グルコース水溶液の濃度を変更した ADS シミュレーション

高いものを配置する必要があるため、共振法による測定では損失を無視した血糖値測定の手法が必要になる。

4 改善手法について

3章で述べたように現在の共振法による測定では水溶液などの測定対象の損失が大きいと測定が難しくなる課題がある。そのため、測定対象が損失が大きくても血糖値を測定できる方法を検討する。

研究室で検討されている血糖値測定システムは発振回路を用いて測定する手法である。発振回路は一定の共振周波数を出力する回路である。共振法と同じく共振周波数の変化を用いて血糖値を測定しようとしている。従来のネットワークアナライザを用いた共振法による血糖値センサはアンテナと並列に接続された測定対象の共振周波数でアンテナのインピーダンスが最小になっていたが、発振回路は並列共振での共振周波数でインピーダンスが最大になるため原理としては同じである。特徴としては共振周波数での損失はトランジスタによる負性抵抗で打ち消されるので損失による影響をなくせると考えている。そのため、従来の共振法で問題になっている損失の多い測定対象についても測定できると考えている。

発振回路を構成するには、以下の2条件を満たす必要

がある。

$$|\Gamma_{in}(f)| \times |\Gamma_g(\varepsilon, f)| > 1 \quad (8)$$

$$\angle \Gamma_{in}(f) + \angle \Gamma_g(\varepsilon, f) = 0 \quad (9)$$

Γ_{in} は発振回路の S パラメータ、 Γ_g はアンテナの S パラメータから求めることができる。この条件を満たし発振回路を構成したうえで、アンテナの S パラメータが変化するとこの条件式を満たす Γ_g が変化して条件を満たす周波数が変化して発振周波数が変化する。よって、濃度の違うグルコース水溶液を配置したアンテナの S パラメータの変化によって発振周波数が変化して濃度差を測定することができる。

5 アンテナについての考察

マイクロストリップラインとアンテナを結合してアンテナの上に水溶液を配置したシミュレーションをする。グルコース水溶液の複素誘電率のデータは過去に研究室で測定した 7GHz でのデータを使用する。使用する水溶液の複素誘電率をまとめたものが表 1 にまとめた。この水溶液のデータを HFSS に導入して以下のようなアンテナを構成する。導電しないようにポリエチレンをアンテナと水溶液の間に配置してモデルを設定した。グルコース水溶液はアンテナのギャップのところに置き、アンテナのコンデンサに対応するところと並列に接続するように配置した。これにより濃度ごとに違う容量をもつグルコース水溶液によって発振周波数が濃度ごとに異なるような配置にした。

表 1: グルコース水溶液の複素誘電率表

濃度	実部	虚部
0%	69.81485	23.58818
1%	69.23202	23.94973
3%	67.48803	24.38247
5%	65.94929	24.10535

このモデルの S パラメータシミュレーション結果は図 7 と図 8 となった。

水溶液を含めたシミュレーション結果はアンテナのピーク周波数は 6.07GHz となった。この共振周波数の減少がグルコース濃度ごとに発生して $\angle \Gamma_g(\varepsilon, f)$ も図 9 のように濃度ごとに位相が変化して式 9 を満たす発振周波数が変化する。

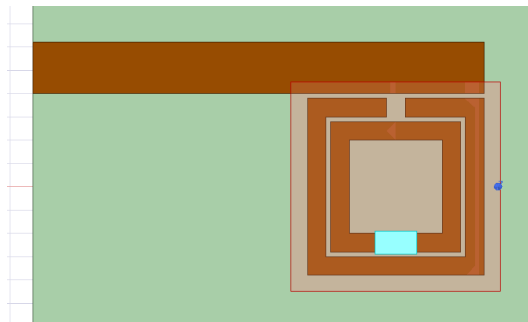


図 6: グルコース水溶液を含めたアンテナ

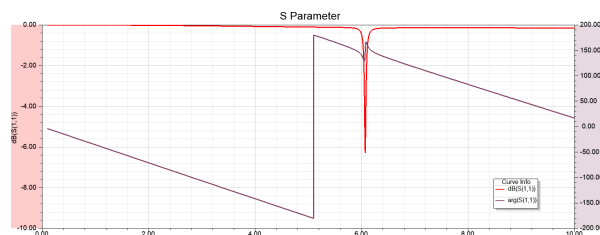


図 7: グルコース水溶液を含めたアンテナの S パラメータシミュレーション結果

6 アンテナを含めた発振回路のシミュレーション

図 10 の発振回路にアンテナを用いて回路を構成して回路シミュレーション ADS を使用して発振周波数が変化するかを調べた。発振振幅は図 11 となり、すべての濃度で発振出力を確認した、発振周波数は図 12 より低いほうから 0%,3%,1%,5%と濃度ごとの変化にならなかった。

7 結論

損失によらない発振回路を用いた共振法を利用した非侵襲血糖値センサを検討した。現状のネットワークアナライザを用いた共振法ではグルコース水溶液の損失によって発振周波数のピークが発生しなくなるという問題を解決しようと負性抵抗によって損失の問題を解決できると考え発振回路を用いた共振法を検討した。研究室で測定したグルコース水溶液のパラメータを用いてアンテナの反射係数を求めて、発振回路を構成して発振を確認した。問題点は実測したグルコース濃度の位相変化が微量なため発振周波数の変化がほとんど出なかったためにグルコース水溶液の濃度ごとの正確な差がでなかった。よって、より濃度差によって位相差が出やすい精度の高いアンテナを検討しシミュレーションして発振回路を構成する必要がある。

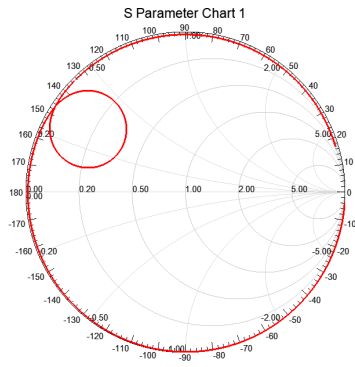


図 8: グルコース水溶液を含めたアンテナのスミスチャート

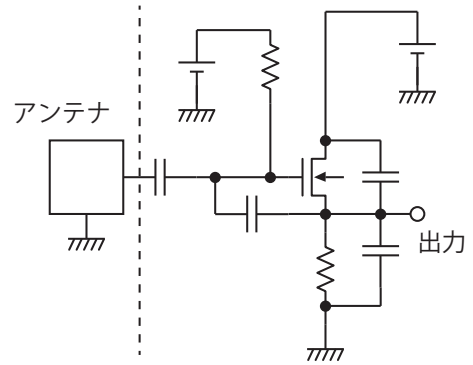


図 10: アンテナを含んだ発振回路

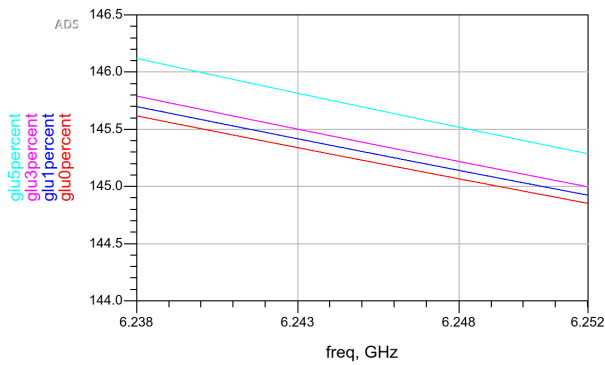


図 9: グルコース水溶液を含めたアンテナの濃度ごとの位相変化

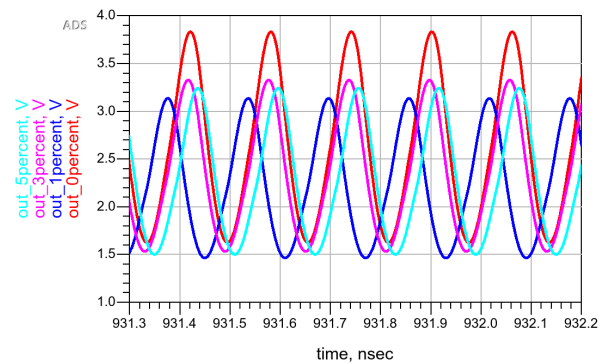


図 11: アンテナを含んだ回路シミュレーションの発振結果

参考文献

- [1] 彦坂慎吾, 非侵襲血糖値センサー実現のための基礎的研究, 中央大学, 杉本研究室, 2015
- [2] V. Sekar, W. J. Torke, S. Palermo, K. Entesari, "A self-sustained microwave system for dielectric-constant measurement of lossy organic liquids", IEEE Trans. Microw. Theory Techn., vol. 60, no. 5, pp. 1444-1455, May 2012.
- [3] A. Ebrahimi, W. Withayachumnankul, S. Al-Sarawi, D. Abbott, "High-sensitivity metamaterial-inspired sensor for microfluidic dielectric characterization", IEEE Sensors J., vol. 14, no. 5, pp. 1345-1351, May 2014.
- [4] Kim, N.-Y. et al. Rapid, Sensitive, and Reusable Detection of Glucose by a Robust Radiofrequency Integrated Passive Device Biosensor Chip. Sci. Rep. 5, 7807; DOI:10.1038/srep07807 (2015).

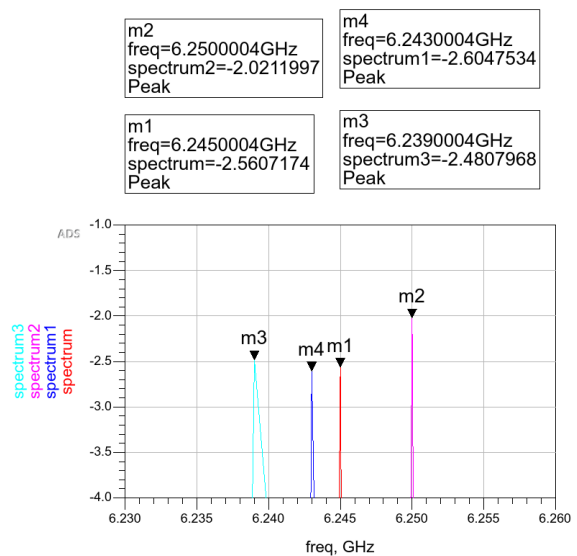


図 12: グルコース水溶液の濃度を変えた発振回路の出力の周波数測定結果