

ミリ波を用いた血糖値測定法

二川 佳央

Measurement of Blood Sugar Level by Millimeter-Waves

Yoshio NIKAWA

A non-invasive technique to measure blood sugar level is one of the most demanding techniques. In this report, a new technique is introduced to measure blood sugar level by obtaining millimeter-wave transmission and reflection coefficients. If the reflection coefficient is obtained for the measurement, the system structure becomes simpler. Nevertheless, the sensitivity is usually not so high as comparing to the application of transmission coefficient. To apply resonant metallic fiber on the reflection plane, the sensitivity can be increased. The report also discusses the increase of the sensitivity to measure the blood sugar level by reflection coefficient using finite integration (FI) method. The method introduced here will be useful for the non-invasive diagnosis for blood sugar level.

Key words: blood sugar level, millimeter-waves, diagnosis, measurement technique, transmission coefficient, reflection coefficient

糖尿病診断、治療のためには、血糖値計測は欠かすことのできない。血糖値計測法として一般的な酵素電極を用いる方法では、採血が不可欠である。血糖値計測に必要な採血量はきわめて微量ではあるが、糖尿病患者を含めた血糖値のコントロールが必要な被験者にとっては、食前・食後を含めた血糖値の診断回数が増えるため、観血的な計測は被験者に対する大きな負担になっている。このために、血糖値の非侵襲的測定が強く望まれている。

ここでは、著者らがこれまで行ってきたミリ波領域における血液の糖濃度に対する複素誘電率の変化を利用して、人体組織のミリ波透過係数および反射係数を測定することで、血糖値の非侵襲計測を行うことの可能性について紹介する。

1. 測 定 法

試料の複素誘電率測定は図1に示す実験装置を用い、先端開放同軸センサーによる複素反射係数から求めることができる。図2(a), (b)には、図1により求めた、生理食塩水に混合したグルコース水溶液の複素誘電率周波数特性について示す。図2より、35~38 GHzの周波数範囲においてグルコース濃度が1%増加すると、平均して比誘電率は

0.386増加し、比誘電損率は0.325減少することがわかった。グルコース濃度1%増加に対する変化率は、比誘電率は+2.03%，比誘電損率は-1.21%となる¹⁾。これにより、ミリ波の周波数範囲でグルコース水溶液に塩化ナトリウムが混合した場合でも、グルコース濃度変化が計測できる可能性があることがわかる。以後、シミュレーションにおいて、血液の複素誘電率の糖濃度依存性は、文献²⁾で示された血液の複素誘電率に対して、グルコース濃度変化に対する複素誘電率の変化率¹⁾を適用する。

2. ミリ波透過係数変化による糖濃度測定の可能性

生体組織のミリ波に対する減衰が非常に高いため、血糖値をミリ波の透過係数から求める場合には、耳朶、指間の水搔き部分等、生体の薄い部分を対象にした測定が有効である。生体組織は減衰が大きいため、部位の初期厚の違いにより減衰が大きく変化する。図3に示すシステムでは、導波管アリケーターを水平に移動し、送・受信用アリケーターの距離を微調整できる構造とした。実験には、初期値として試料を挿入した状態で透過係数を測定し、次にアリケーター間の距離を短縮し透過係数を測定し、差分を求めた。図4にはグルコース水溶液の差分透過係数の周

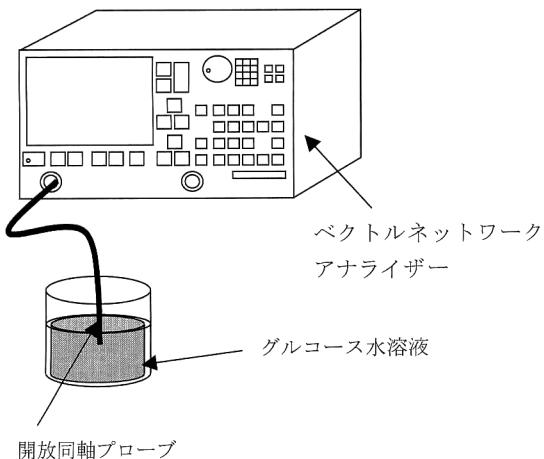


図1 先端開放同軸センサーを用いた誘電率測定装置。

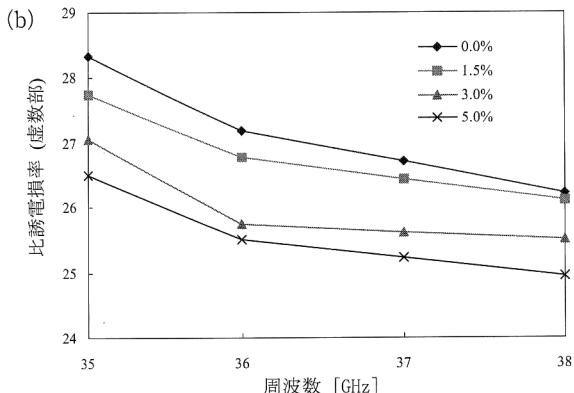
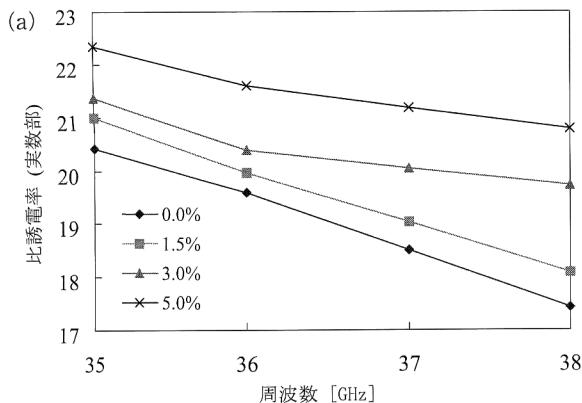


図2 ミリ波領域における生理食塩水を混合したグルコース水溶液の複素誘電率周波数特性。(a) 比誘電率, (b) 比誘電損率。

波数特性を示す。結果より、差分透過係数の測定による血糖値測定の可能性があると考えられる。

3. ミリ波反射係数測定による糖濃度測定

透過係数の測定では、1対(2台)の対向するアプリケーターが必要なため、測定が煩雑となる。そこで、単体のアプリケーター使用による反射係数測定法について考察する。

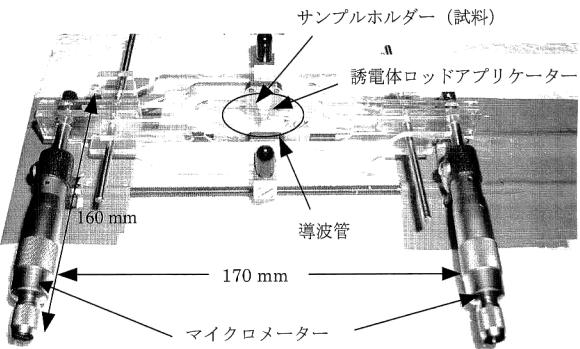


図3 試料厚可変ミリ波透過係数測定装置。

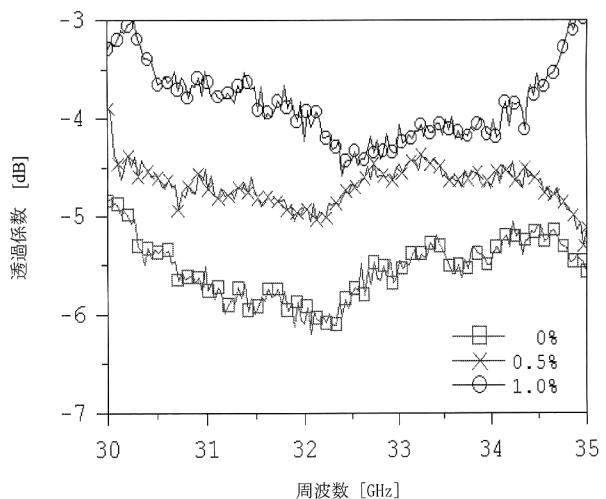


図4 0.5 mm 層厚変化によるグルコース水溶液の差分透過係数の周波数特性。

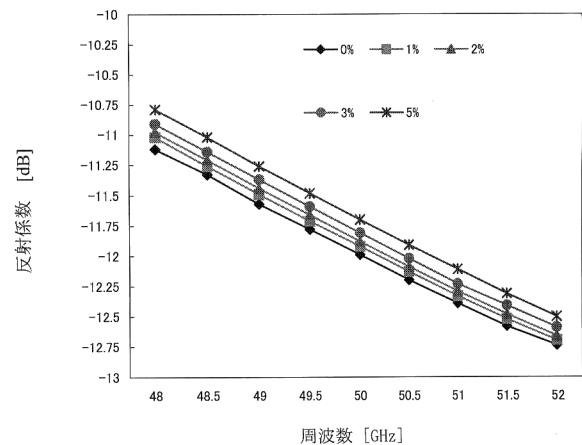


図5 血糖値変化による反射係数の周波数特性。

3.1 ミリ波反射係数

厚さ 0.5 mm の爪とその下に血流層を含む指先モデルに対して、導波管を使用し反射係数を求めるモデルを作成し、反射係数の糖濃度依存性について finite integration (FI) 法を用いて求めた³⁾。結果を図5に示す。図5から、

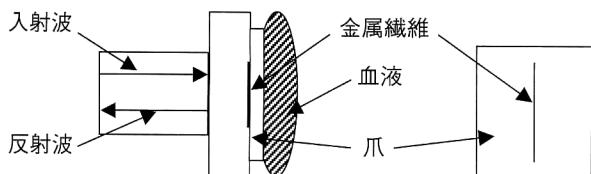


図 6 金属繊維を利用した反射係数周波数特性の測定。

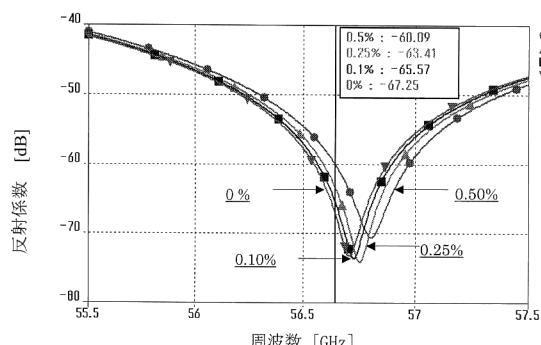


図 7 血糖値変化による反射係数の周波数特性。

糖濃度が 1.0% 増加するごとに反射係数は 0.061 dB 增加することがわかる。

3.2 反射係数の血糖値に対する感度向上

血糖値変化に対する反射係数の変化を増加させる目的で、図 6 に示すモデルを作成し、血液中の糖濃度を変化させシミュレーションを行った。図 6 では、金属繊維を使用することにより、金属繊維の共振から電界を集中させ、感度向上を図っている。シミュレーションによる反射係数の周波数特性について、血糖値をパラメーターとして図 7 に示す。このように、得られた結果から糖濃度が 0.1% 増加すると、反射係数は平均 0.87 dB 增加していることがわかる。この結果は、図 5 に示す結果に対して 100 倍以上の感度向上となった。図 8 には、金属繊維長を増加させ、共振周波数を下げた場合の糖濃度に対する共振周波数を示す。糖濃度が 0.1% 増加するごとに共振周波数が 5 MHz 增加し、十分な感度が得られていることがわかる。

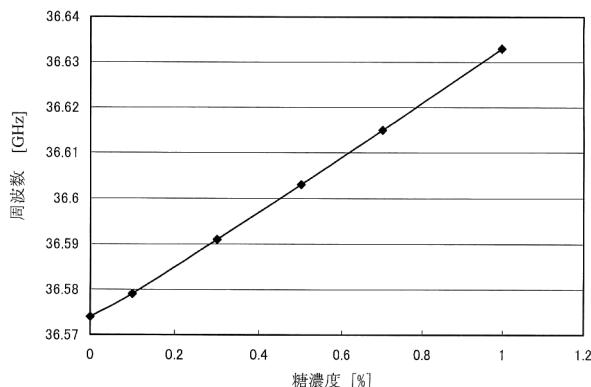


図 8 糖濃度に対する共振周波数特性。

ミリ波領域における血液の糖濃度に対する複素誘電率の変化を利用して、人体組織のミリ波透過および反射係数を測定することで、血糖値の非侵襲計測を行う方法について紹介した。ミリ波の反射測定では、血糖値変化による複素誘電率変化が微小なため診断が難しいが、共振型の金属繊維を用いることにより、感度の向上を図ることができる。本法により、非侵襲的に糖濃度の変化が高感度で測定できることを、基礎実験とシミュレーションにより確かめた。今後は透過・反射位相の解析により、さらに精度の高いミリ波による血糖値の非侵襲計測の可能性を明らかにしていきたい。

文 献

- 1) T. Matsushita, M. Yamamoto and Y. Nikawa: "Basic study on non-invasive monitoring of blood sugar level by measuring transmission coefficient in millimeter waves," IEICE Trans. Electron, J84-C (2001) 527-530.
- 2) S. Gabriel, R. W. Lau and C. Gabriel: "The dielectric properties of biological tissues: Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," Phys. Med. Biol., 41 (1996) 2251-2269.
- 3) Y. Guan, Y. Nikawa and E. Tanabe: "Study of simulation for high sensitivity non-invasive measurement of blood sugar level in millimeter waves," IEICE Trans. Electron, E86-C (2003) 2488-2493.

(2004 年 4 月 12 日受理)