

血液の比透磁率測定に関する検討
- シールド構造巻線を用いたソレノイドコイルの提案と
巻線間浮遊容量の低減 -

Measurement of relative permeability of the blood

-Proposal of solenoidal coil using shielded wire and reduction of parasitic capacitance around coil windings -

○西田大輔* 山本隆彦* 越地耕二*

*東京理科大学

Daisuke Nishida, Tokyo University of Science

Takahiko Yamamoto, Tokyo University of Science

Koji Koshiji, Tokyo University of Science

Key word: Measurement, Relative permeability

1. はじめに

2002年の薬事法改正により医療機器は電磁適合性(EMC: Electromagnetic Compatibility)^(1,2)を満足することが義務化された。体内埋込型や密着型の医用機器は、生体の影響を考慮したEMC評価を行うことが重要である。しかしながら、人体実験には種々の制限があり、動物実験も動物福祉の原則3R⁽³⁾に代表されるように欧州地域を中心に禁止の風潮が強まっている。また、再現性や動物の個体差の観点からEMC評価に生体を用いることは困難である。このため、これらの代替案として人体の電気的・磁気的特性(比誘電率 ϵ' 、導電率 σ 、比透磁率 μ')を模擬した模擬生体(ファントム)をEMC評価に用いることが有用である。従来のファントム⁽⁴⁾は、電気的特性である比誘電率と導電率は十分に考慮された上で模擬されている。しかしながら、比透磁率に関しては十分な考慮がなされていない。このため、生体の磁気的特性を測定し、これを模擬したファントムを作成することで、生体の電気的・磁気的特性を十分に考慮したEMC評価を行うことが可能と考えられる。生体の中で磁気的特性を考慮する必要のある例として、鉄分などの観点から磁性物質が含まれていると考えられる血液が挙げられる。およそ12MHz以上の周波数帯においては、導波管法、同軸管法等の測定方法⁽⁵⁾が存在するため、血液の透磁率を測定可能であると考えられる。しかしながら、これ以下の周波数帯域においては、低透磁率・高誘電率である血液の比透磁率を測定することが可能な治具が存在しない。したがって、血液の充填・除去が容易な構造を有する、比透磁率の測定可能な治具が望まれている。

本研究では、100kHz~12MHzの周波数帯域における、低透磁率・高誘電率な液体物質の比透磁率測定を目的とし、同軸ケーブルを用いることにより巻線間の浮遊容量を低減した測定治具の試作、検討を行った。

2. 平行平板コンデンサによる比透電率測定

コイルを治具として使用し、試料の比透磁率を測定する場合、巻線間の浮遊容量の影響が問題となる。Fig.1に浮遊容量を考慮したコイルの等価回路を示す。

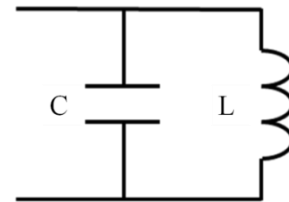


Fig.1 Equivalent circuit of coil with parasitic capacitance

ここで、 L_{eff} を比透電率の影響を含んだ試料の自己インダクタンス、 L を試料充填時の自己インダクタンス、 C を浮遊容量とすると、 L_{eff} は式(1)で表せる。

$$L_{eff} = \frac{L}{1 - \omega^2 L C} \quad (1)$$

実測結果となる L_{eff} は比透電率の影響により真のインダクタンス L と比較して増大することがわかる。さらに浮遊容量 C は、真空中におけるコイルの静電容量を C_0 、試料の比透電率を ϵ_r とすると、式(2)により与えられる。

$$C = \epsilon_r C_0 \quad (2)$$

このため、 ϵ_r を測定する必要がある。そこで、Fig.2に示す平行平板コンデンサを用いてブタの血液の比透電率を測定した。平行平板コンデンサの寸法は、高さ10cm、横幅5cmの銅板で、極板間距離は2cmとした。

ネットワークアナライザを用いて S_{11} を測定することにより振幅および位相からリアクタンス成分を算出し、静電容量 C を算出する。比透電率を ϵ_r 、真空の誘電率を ϵ_0 、極板間距離を d 、銅板の面積を S とすると、比透電率 ϵ_r は式(3)で算出できる。以上により測定を行った血液の比透電率の周波数特性をFig.3に示す。

$$\epsilon_r = \frac{Cd}{\epsilon_0 S} \quad (3)$$

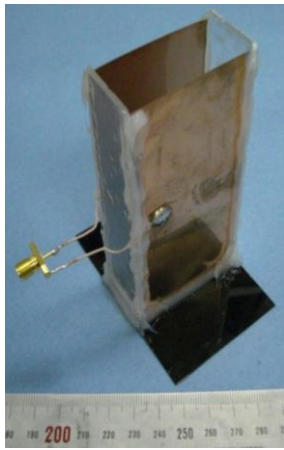


Fig.2 Measurement device of blood permittivity

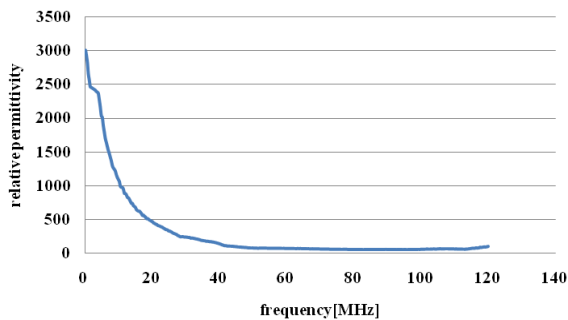


Fig.3 Relative permittivity of pig blood as a function of frequency

Fig.3 より、特に低周波数帯において血液の比誘電率は高い。このため、比透磁率測定の際には比誘電率の影響を十分に考慮しなければならないことがわかる。コイルの巻き数を少なくし巻線間隔を広げることで浮遊容量を低減できるが、インダクタンスも減少する。このため、低透磁率を正確に測定することは困難になる。

3. 従来の比透磁率測定方法

より正確に比透磁率の測定を行うためには、治具の構造が漏れ磁束が少ないトロイダル型であることに加えて、コイルと測定試料との間に他の物質を極力介さないことが重要である。ここでは、これらを満足する測定治具として、大小直径がそれぞれ 7 cm, 3 cm の 2 つの塩化ビニル管を用意し、アクリル板に同心軸状に貼り付け、その間にコイルを挿入することで、測定試料とコイルの間に他の物質が介在しない構造とし、しかも少量の測定試料のみでの比透磁率測定を可能とした。本研究では直径 0.5 mm の導線を使用した。浮遊容量の影響が小さく、再現性の高い測定を可能とするため、巻き数 15 回のコイルを採用した⁽⁶⁾。コイルのトロイダの直径は 1 cm とした。測定治具の外観を Fig.4 に示す。

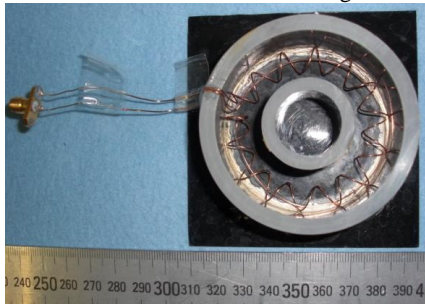


Fig.4 Measurement device of blood relative permeability using a toroidal solenoid coil

Fig.5 に血液充填時および空気中における試作コイルのインダクタンスの測定結果を示す。

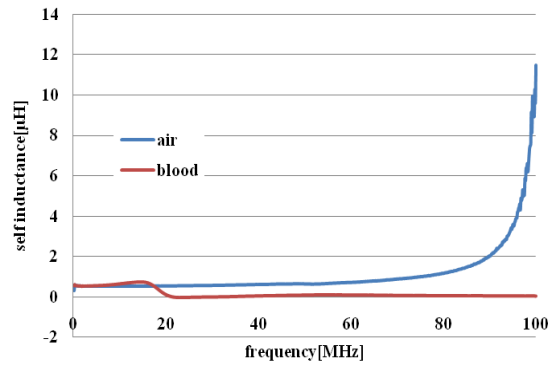


Fig.5 Self inductance with and without pig blood as a function of frequency

血液充填時のインダクタンス測定における自己共振周波数は 21 MHz、空気中でのインダクタンス測定における自己共振周波数は 100 MHz であった。血液のインダクタンス測定時の自己共振周波数が低くなっているため、浮遊容量が影響していると考えられる。

4. シールド構造を有する巻線を用いた測定治具の提案と試作

浮遊容量の影響を低減することを目指し、同軸ケーブルを巻線として使用し、その外導体の一部を接地する治具の試作・検討を行った。本手法の原理図を Fig.6 に、同コイルの外観を Fig.7 に示す。

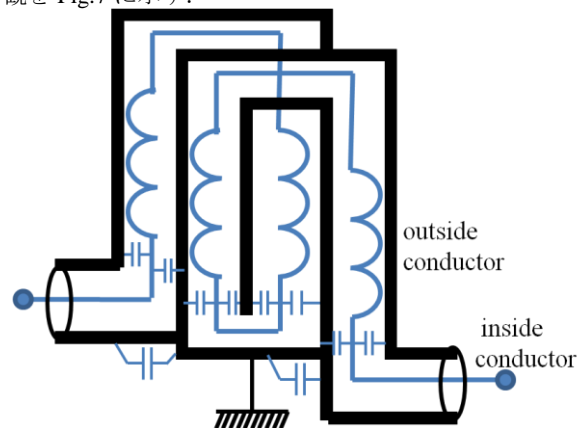


Fig.6 Structure of coaxial cable coil



Fig.7 Measurement device of blood relative permeability using coaxial cable

同軸ケーブルの外導体の巻き始めを内導体の巻き終わりと接続し、外導体の巻き終わりを測定器接続用コネクタから絶縁する工夫を施した。これは、シールドドループアンテナ⁽⁷⁾の原理を用い、巻線の外導体を一端で接地することにより浮遊容量の低減を目指したものである。このような構造とすることにより、電界結合を遮断すると同時に、内導体は測定用コイルとして動作する。

試作治具で測定試料の実効インダクタンス L_{eff} 、空気の実効インダクタンス L_{eff} を測定することで比透磁率 μ' は式(4)より求めることができる。

$$\mu' = \frac{L_{eff}}{L_{eff}} \quad (4)$$

試作治具により浮遊容量を低減可能であるということを示すために、比較の対象として単線を巻線とした同寸法の 1 回巻のコイル(巻線の直径は 0.5 mm)を試作した。単線を使用した試作コイルの外観を Fig.8 に示す。

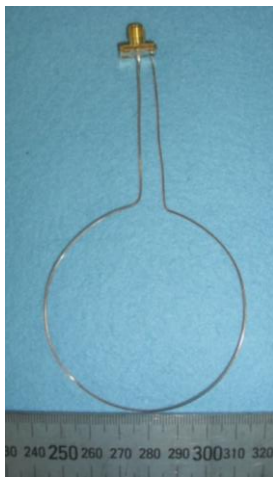


Fig.8 Measurement device of blood relative permeability using a solid wire

浮遊容量の影響を確認するため、巻線を同軸ケーブルとした治具、巻線を単線とした治具を用いてそれぞれ空気中および精製水中の自己インダクタンスを測定した。Fig.9 に測定結果を示す。

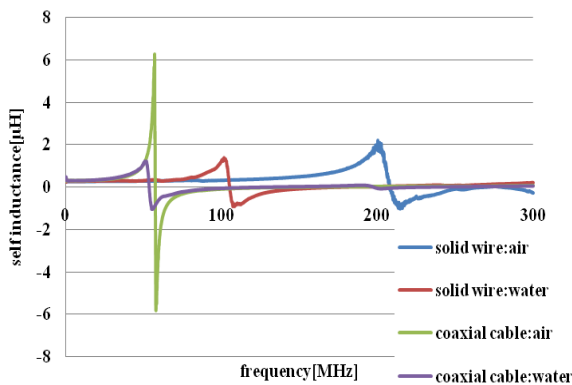


Fig.9 Self inductance with and without water as a function of frequency

いずれの治具も 30 MHz 以下の周波数帯においてはほぼ等

しい自己インダクタンスを有している。また、それぞれの治具において、 f_{air} を空気中測定時の自己共振周波数、 f_{water} を精製水中測定時の自己共振周波数とすると、式(5)により浮遊容量の影響の度合いを知ることができる。

$$\alpha[\%] = \frac{f_{air} - f_{water}}{f_{air}} \times 100 \quad (5)$$

式(5)より、単線を用いた治具の α は 49.5 %、同軸ケーブルを用いた治具の α は 6.9 % となり、シールド構造を有するケーブルを巻線として使用することにより、浮遊容量の影響を低減可能であることが明らかになった。

試作治具で比透磁率が測定可能であることを示すため、巻線を同軸ケーブルとした治具、巻線を単線とした治具それぞれに部分的にフェライトコアを挿入した場合の自己インダクタンスを測定し、式(4)により比透磁率を算出した。結果を Fig.10 に、測定風景を Fig.11 に示す。

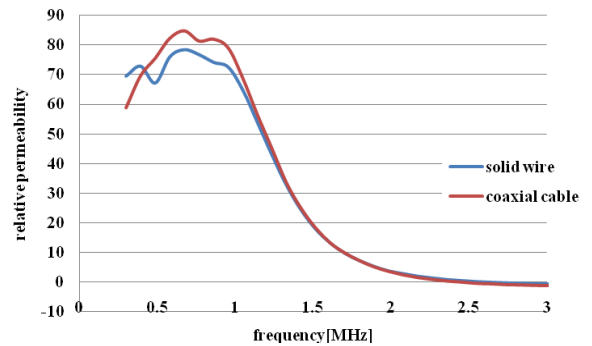


Fig.10 Relative permeability of device with ferrite core as a function of frequency

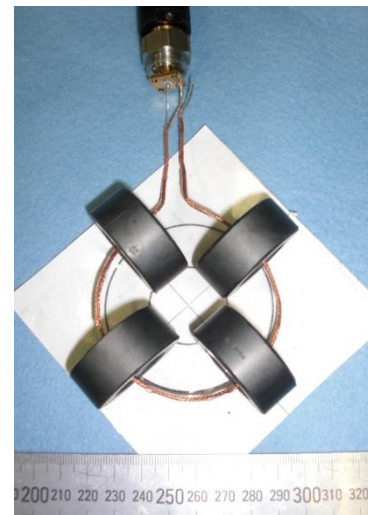


Fig.11 Photograph of device with ferrite core

巻線が単線および同軸ケーブルのいずれのコイルもほぼ同様の特性を示した。したがって、シールド構造を有するケーブルを用いた試作治具で比透磁率が測定可能であることが明らかになった。しかしながら、1 回巻のコイルであり、形成される磁路すべてに測定試料が満たされている構造ではない。このため、試料および空気を含んだ実効的(平均的)な透磁率が測定されていると考えられる。このため、測定治

具はトロイダル型であることが望ましいが、ここでは、次のステップとして、同軸ケーブルを用いて2回巻のコイルを試作し、検討した。



Fig.12 Measurement device of blood relative permeability using coaxial cable coil of 2 turns

コイルの構造は Fig.12 に示すように、外導体の1巻目の巻き終わりを絶縁し、2巻目の巻き始めにおいて外導体と内導体を接続した。また、内導体の2巻目の巻き終わりと外導体の1巻目の巻き始めを接続した。さらに、外導体の2巻目の巻き終わりを測定器接続用コネクタから絶縁した。以上の工夫を施したコイルと同寸法で単線を2回巻いたコイルとの比較を行った。浮遊容量の影響を確認するため、空気中および精製水中においてこれらのコイルの自己インダクタンスを測定した。 Fig.13 に測定結果を示す。

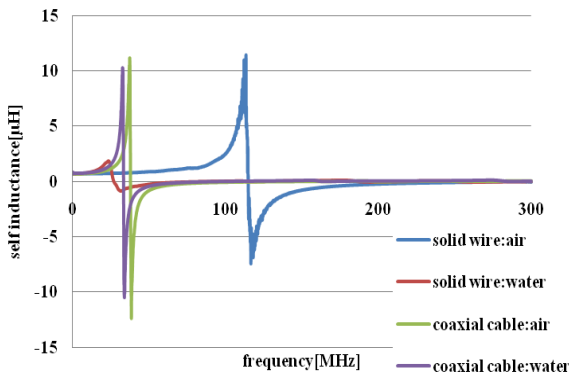


Fig.13 Self inductance with and without water as a function of frequency

両者は 16 MHz 以下の周波数帯においてほぼ等しい自己インダクタンスを有している。式(5)より、単線を用いた治具の α は 76.5 %、同軸ケーブルを用いた治具の α は 11.8 % となり、同軸ケーブルを用いたコイルは巻き数を増やした上でも浮遊容量の影響を低減可能であることが明らかになった。次に、それぞれのコイルに部分的にフェライトコアを挿入した場合の自己インダクタンスを測定し、式(4)により比透磁率を算出した。結果を Fig.14 に示す。

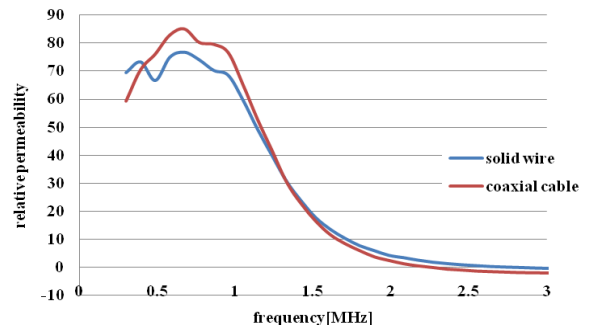


Fig.14 Relative permeability of device with ferrite core as a function of frequency

巻線が単線および同軸ケーブルのいずれのコイルもほぼ同様の特性を示した。また、1回巻のコイルの場合とほぼ等しい比透磁率が得られ、2回巻のコイルでも比透磁率が測定可能であることを確認した。さらに、自己共振周波数を低下させることなく巻き数を増やすことが可能となり、低い比透磁率が測定可能となることが示唆された。

5. まとめ

コイル巻き線間の浮遊容量を低減することにより、血液をはじめとする、低透磁率、高誘電率液体物質の比透磁率測定のためのコイル治具の試作・検討を行った。シールド構造を有する巻き線を使用してコイルを試作し、その一部を接地することにより浮遊容量の影響の低減可能であることを、コイルの自己共振周波数を測定することにより明らかにした。しかしながら、本稿において述べた試作治具は、2回巻コイルを基本構造としており、コイルにより作られる磁路全体を測定対象物で満たす上で十分とは言えない。したがって、測定試料の比透磁率をさらに正確に測定するためには、コイルの巻き方にさらなる工夫が必要であり、今後、測定試料で磁路全体を満たすことができる、シールド構造を有するトロイダル型コイルを基本構造とした測定治具の試作・検討を行う予定である。

6. 参考文献

- (1) J. Wang, T. Saito, O. Fujiwara
“Uncertainty Evaluation of Dosimetry Due to Plastic holder for Restraining Small Animal in Vivo Near Field Exposure Setup”, IEEE TRANS. Electromagnetic Compatibility, VOL.46, NO.2, pp.263-267
- (2) 柴 建次, 越地 耕二
“完全埋込型人工心臓用経皮エネルギー伝送システムの EMC”, 電気学会論文誌 C, 第 123 巻第 7 号, pp.1219-1227
- (3) <http://www.asas.or.jp/jsaae/bo.html>
- (4) 清山航, 山本隆彦, 越地耕二, 柳光江, 池田芳則
“医療機器における EMC 評価用模擬生体の電気的特性測定システムの開発”, 第 47 回日本生体医工学会大会, PS2-3-29, p.655
- (5) <http://www.keycom.co.jp/jproducts/dps/dps08/page.html>
- (6) 西田大輔, 山本隆彦, 越地耕二
“血液の比透磁率測定に関する検討”, 第 22 回「電磁力関連のダイナミクス」シンポジウム, 20A5-3, p306-309
- (7) 高島誠, 藤井勝巳, 岩崎俊
“ダブルギャップシールドドループアンテナの磁界複素アンテナ係数の測定”, 電気情報通信学会論文誌 B, VOL. J84-B No.11, pp2066-2070