

中間周波接触電流のモデル計測で用いるゼラチンの電気定数の周波数特性の測定

青木 秀幸^{a)}・本田 俊兵^{b)}・太良尾 浩生^{c)}・林 則行^{d)}

Measurement of the Frequency Characteristics of the Electrical Constants of the Gelatin Used in the Model Measurements of the Intermediate Frequency Contact Current

Hideyuki AOKI, Syunpei HONDA, Hiroo TARAO, Noriyuki HAYASHI

Abstract

In this paper, we discuss the applicability to the intermediate frequency of numerical calculation using the induced electric field measurement method in the human model in simulating the contact current by the authors has been established in the low frequency and using the modified SPFD method. Needed to do this discussion, for the human model used for verification, we investigated the frequency characteristics of the gelatin selected as the medium of the model.

As a result in 100 kHz from frequency 1 kHz, it was shown that gelatin can disregard a dielectric constant and can treat it as a resistor.

Based on the results, for the four frequencies of 100 kHz from 10 kHz frequency, the induced electric field calculation intended for one-dimensional human model, and to perform the induction electric field measurement, it was confirmed that the match on the difference of a few percent results are. Therefore, it was shown that it has the applicability to numerical calculations in the intermediate frequency domain to modified SPFD method.

Keywords: Electrical safety, Human model, Contact current, Modified SPFD Method, Induced electric field, Intermediate frequency

1. はじめに

外的な要因で人体内に電流が流れる場合がある。その場合分けを周波数について着目する。そうすると、低周波領域では、充電部への接触や静電誘導等による感電、電磁界ばく露による誘導電流等がある。また、高周波領域では、電磁波の吸収による誘導電流等がある。これらについては、電気の普及やユビキタス社会の到来等、社会発展の折に安全評価がなされてきた。また、一方で、低周波領域と高周波周波領域の間の周波数を利用したものが考案されるようになった。この周波数領域は、しばしば中間周波数領域と呼ばれ、WHO（世界保健機関）の定義では、300 kHz から 10 MHz の周波数領域を指している。中間周波数の利用例としては、産業応用機器、及び家庭用機器として利用されている IH（誘導加熱）機器がある。また、小売店等で普及している電子商品監視システム等があり、今後も様々な利用方法が考案されることが予想される。

この中間周波数領域について、前述の低周波、及び高周

波領域の電磁環境のように、人体への影響に関する議論が多くなされているとは言えない。

したがって、著者らは現在、中間周波数の電磁環境による人体への影響について調査するため、低周波、及び高周波領域において、確立されてきた評価手法の適用を検討している。例えば、解剖学的に詳細な人体数値モデル¹⁾を用いた数値計算を中間周波領域に適用することを目的とした研究を進めている。そのため、著者らは、低周波領域の電磁環境による人体への影響を主として研究を行っていた経緯から、周波数範囲を低周波から中間周波数へと変更した場合についての電磁環境に関する調査を進めている。

そこで我々は、低周波から中間周波数領域における人体抵抗や、接触感電時体内の電流密度及び電界強度の解析を、前述の人体詳細モデルと、SPFD（Scalar Potential Finite Difference）法²⁾を我々が独自に改良した数値計算法³⁾を用いて行うことを考えている。

本論文では、低周波領域において著者らが確立した接触電流を模擬した生体モデル内における誘導電界計測法を用いて、修正 SPFD 法を用いた数値計算の中間周波数への適用性を議論する。この議論を行うために必要となる、検証に用いる生体モデルについて、モデルの媒質として選定したゼラチンの周波数特性を調査した。

a)電気電子工学専攻大学院生

b) 電気電子工学科学部生

c)香川高等専門学校電気情報工学科准教授

d)電気システム工学科教授

2. ゼラチンの周波数特性調査

2.1 調査方法

ゼラチンの周波数特性調査には、固体の低抵抗試料 ($10^6 \Omega$ 以下) の導電率計測に用いられる、四端子法を用いた。四端子法とは、抵抗試料に電流注入端子から一定電流を印加し、試料表面に電位検出用端子を 2 か所設け、その 2 か所へ誘起される電位の差をとり、オームの法則、及び試料寸法から抵抗値、導電率値などを求める手法である。図 1 にその概要を示す。これをゼラチンで作製した負荷に適用し、周波数に対する各種パラメータの計測を行う。図 1 に実験の様子を示す。実験では、日置株式会社製の LCR ハイテスタ (3532) を用いて、負荷のインピーダンス Z 、並列抵抗 R_p 、並列キャパシタンス C_p 及び、負荷の位相差 θ を計測する。いずれも周波数を 50 Hz から 100 kHz において計測を行った。ここで、上記の計測パラメータ R_p 、及び C_p を選定した理由として、生体組織をキャパシタと抵抗の並列回路の組み合わせで簡易に模擬されているためである。⁴⁾

上記パラメータへの周波数特性と加えて、ゼラチン試料に混合する電解質濃度による特性も考慮した。この電解質は、ゼラチン試料の導電性を調整する目的で与える。この時の電解質には、塩化ナトリウムを用い、ゼラチン試料に対し、0 wt%、0.25 wt%、0.50 wt%、0.75 wt%、1.0 wt% の五種類の濃度で混合している。

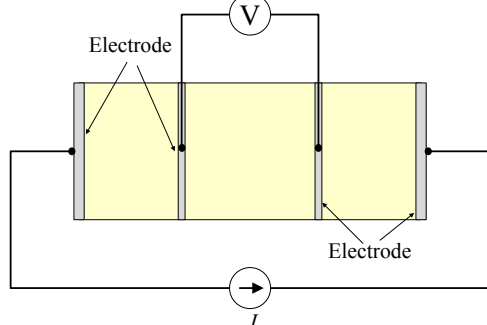


図 1. ゼラチン試料への四端子法計測の概要

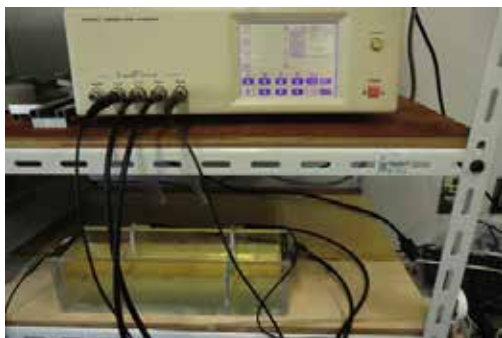


図 2. ゼラチン試料への四端子法計測の様子

2.2 調査結果

図 3 に各塩分濃度に対する Z の周波数特性を示す。同図から、各塩分濃度について、 Z の周波数に対する変化は大

きくないが、いずれも周波数の上昇に対して、減少し一定値へと収束する傾向が見受けられた。塩分濃度による周波数特性への影響は、見受けられない。

次に、図 4 に各塩分濃度に対する R_p の周波数特性を示す。同図において、各塩分濃度について周波数の上昇に対して、減少し一定値へと収束するといった、 Z と同様な特性が得られた。この時の塩分濃度による周波数特性への影響は、見受けられない。

次に、図 5 に各塩分濃度に対する C_p の周波数特性を示す。同図において、各塩分濃度について、いずれも周波数の上昇に対して、急峻な減少し、数 10 kHz で飽和する傾向が見受けられた。この時の塩分濃度による周波数特性への影響は、見受けられない。

次に、図 6 に各塩分濃度に対する θ の周波数特性を示す。同図において、各塩分濃度について、いずれも周波数の上昇に対して、 C_p の特性と似たような急峻な減少を示し、数 10 kHz で飽和する傾向が見受けられた。これは、 θ の計測において、 R_p 、及び C_p のインピーダンスが θ の特性に影響を与えているためであると考えられる。図 3 で示したように、 R_p は周波数に対して、大きな変化が見られないが、 C_p は図 5 で示したように、周波数に対して、急峻な減少傾向が見られる。そのため、 θ も周波数に対して、急峻な減少傾向を示すことがわかる。言い換えると、 θ の周波数特性は C_p に対して R_p が支配になると言える。図 7 にその裏付けとして、各塩分濃度に対する $R_p/(1/\omega C_p)$ の周波数特性を示す。同図から各塩分濃度について、いずれも周波数の上昇に対して、急峻な減少し、数 10 kHz で飽和する傾向が見受けられた。周波数 1 kHz から 100 kHz の範囲では、 $R_p/(1/\omega C_p)$ の値が 10^{-2} 以下を示し、前述のとおり、 C_p に対して R_p が支配になると言える。

以上から、周波数 1 kHz から 100 kHz の範囲において、負荷のインピーダンスのうち、抵抗成分に対するキャパシタ成分への寄与は十分小さいと言える。そのため、この周波数範囲において、ゼラチン試料を抵抗体と見なすことが出来、誘電率を無視することが出来る。

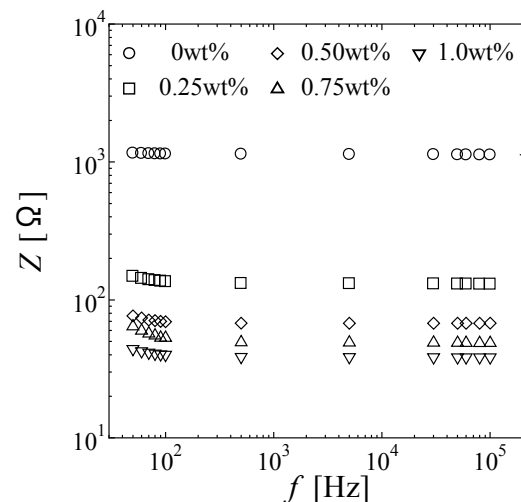


図 3. 各塩分濃度に対する Z の周波数特性

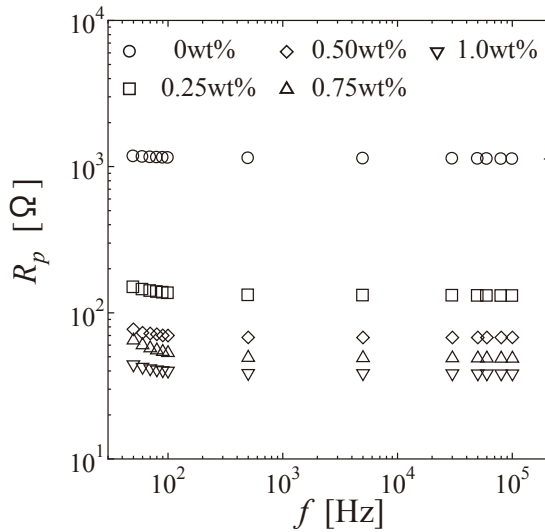


図 4. 各塩分濃度に対する R_p の周波数特性

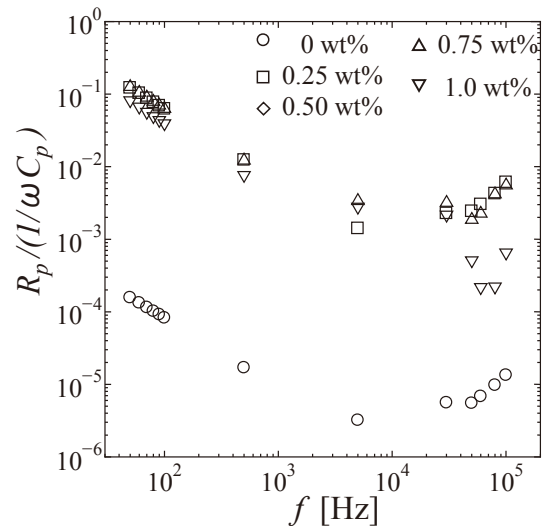


図 7. 各塩分濃度に対する $R_p/(1/\omega C_p)$ の周波数特性

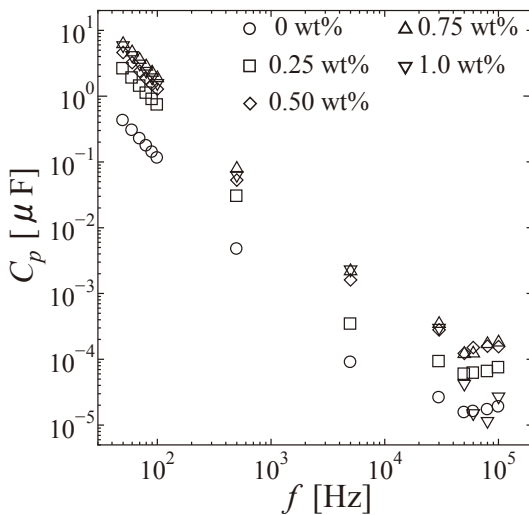


図 5. 各塩分濃度に対する C_p の周波数特性

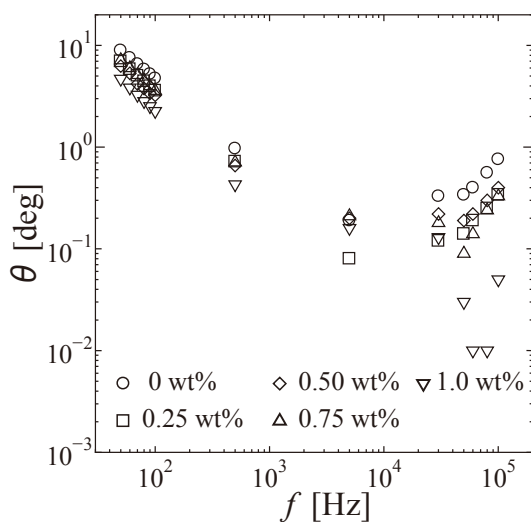


図 6. 各塩分濃度に対する θ の周波数特性

3. 修正 SPFD 法の間周波数への適用性

3.1 接触電流を模擬した生体モデルについて

図 7 に検証で用いた 1 次元生体モデルを示す。同図のモデルに対して、中間周波数における接触電流を模擬した。同モデルは、寸法 $200\text{ mm} \times 100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$ の容器にそれぞれ寸法 $100\text{ mm} \times 100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$ の 2 個の立方体状媒質を接合した。実験モデルは、アクリル容器内に固体のゼラチンと塩水をそれぞれ等積になるよう満たした。モデル内部の x 方向の両端には、寸法 $100\text{ mm} \times 100\text{ mm}$ の正方形の電極を配置している。このようにモデルの構成部材は、 y 方向、及び z 方向に対して一様である。そのため、モデル内部に誘導される電界は y 方向、及び z 方向を含まない x 方向のみである。生体モデルの電気定数として、ゼラチン部分には、導電率 1.0 S/m 、塩水部分には 0.5 S/m を与え、比誘電率は、2.2 節の結果からゼラチンは 0 とし、塩水は、80 とした。この時、モデル両端の電極に 0.2 V の正弦波電圧を印加した。印加電圧の周波数は、 10 kHz 、 30 kHz 、 60 kHz 、及び 100 kHz の 4 種類とした。この時のモデル内部の誘導電界を修正 SPFD 法により計算し、また、3.3 節で述べる誘導電界計測法により計測を行う。

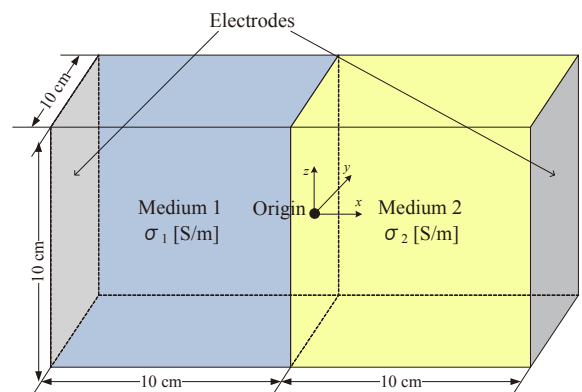


図 8. 1 次元生体モデル

3.2 修正 SPFD 法

本論文では、磁界暴露に起因する体内電流の解析に用いられている、スカラポテンシャル有限差分(SPFD)法²⁾を、接触電流解析に合わせて我々が独自に改良した、修正 SPFD 法を用いている。

生体モデルを、人体詳細モデルのような格子状のボクセルに分割して考えた場合、SPFD 法を適用した生体モデルの電気的等価回路は図 2 に示すようになる。修正 SPFD 法における、SPFD に対する修正点は 2 点である。まず 1 点めは、外部磁界に起因する各ノード間の誘導起電力を取り除く点である。そして 2 点めは、充電部への直接接触を模擬するために、モデル表面に電極として新たなノードを設ける点である。この電極とするノードは、図 2 における A1、A2、A3、A4 に相当する。

修正 SPFD 法による解析では、その電極間に既知の電位を与える。ここで、インピーダンス Z は、各ボクセルのサイズや複素導電率から決定され、既知である。よって、各ボクセル中心における電位 V が未知数となる。このとき、隣接するボクセルのノード間を流れる電流 I は(1)式で表すことができる。なお、(1)式は図 2 におけるノード (i, j) からノード $(i-1, j)$ へ流れる電流を表している。

$$I = \frac{V_{i,j} - V_{i-1,j}}{Z_{i,j} + Z_{i-1,j}} \quad (1)$$

さらに、1つのボクセルに対してキルヒホフの電流則を適用すると、電位 V を未知数とした方程式が得られる。

$$\sum_{k=1}^6 I_k = 0 \quad (2)$$

これを全ボクセルで求め、それらの方程式を連立して解くことで、各ボクセル中心における電位が求められる。その各ボクセル中心における電位を基に、各ボクセルでの電界強度や電流密度などを求めることができる。

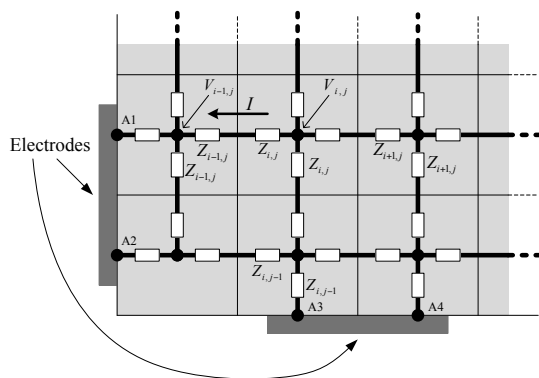


図 9. 修正 SPFD 法を適用したモデルの電気的等価回路

3.3 誘導電界計測法について

生体モデル内部の誘導電界計測法について述べる。今回用いた手法は、低周波の磁界ばく露を模擬した生体モデルへの誘導電流計測⁵⁾に用いられた手法を採用

した。図 2 に実験系及び、実験で用いた著者らの自作プローブの外観を示す。発振器（エヌエフ回路製 WF1974）からモデル両端の電極に周波数 50 Hz の正弦波状の電圧を印加する。モデル内に誘導された電界をプローブにより誘導電圧として検出する。プローブにより検出される電圧を差動プリアンプ（エヌエフ回路製 LI-75A）により増幅させ、ロックインアンプ（エヌエフ回路製 LI5640）で電圧を計測する。この時計測された電圧 ΔV をプローブ先端間隔 l で除することで電界が得られる。今回プローブ間隔 $l = 10 \text{ mm}$ とした。

$$E = \frac{\Delta V}{l} \quad (3)$$

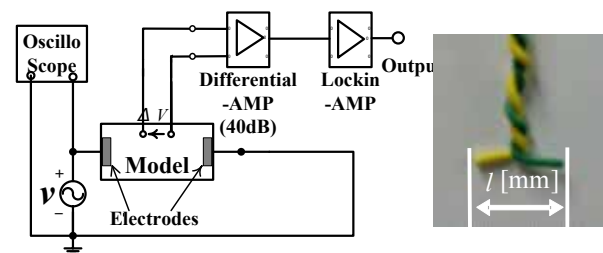


図 10. 実験系（左図）及びプローブの外観（右図）

3.4 計算結果と計測結果の比較

図 11 から図 14 に各周波数でのモデル内部の誘導電界の計算結果と計測結果の $x = 50 \text{ mm}$, $z = 0 \text{ mm}$ における比較を示す。各図から、計算値と計測値は同様な傾向を示していることが分かる。図 11 では、値の大小関係もおおよそ 4% の差異で一致している。図 12 ではおおよそ 2% の差異で一致している。図 13 でも、おおよそ 2% の差異で一致している。図 14 ではおおよそ 3% の差異で一致している。

図 15 から図 18 に各周波数でのモデル内部の誘導電界の計算結果と計測結果の $y = 0 \text{ mm}$, $z = 0 \text{ mm}$ における比較を示す。これらの図でも、計算値と計測値は同様な傾向を示していることが分かる。図 15 では、値の大小関係もおおよそ 4% の差異で一致している。図 16 ではおおよそ 2% の差異で一致している。図 17 でも、おおよそ 2% の差異で一致している。図 18 ではおおよそ 3% の差異で一致している。

この結果から、周波数 10 kHz から 100 kHz の間において、一次元生体モデルを対象として、修正 SPFD 法による誘導電界計算と今回行った誘導電界計測は、数%の差異で一致することを確認した。従って、修正 SPFD 法には中間周波数領域における数値計算への適用性を持っていることが示された。

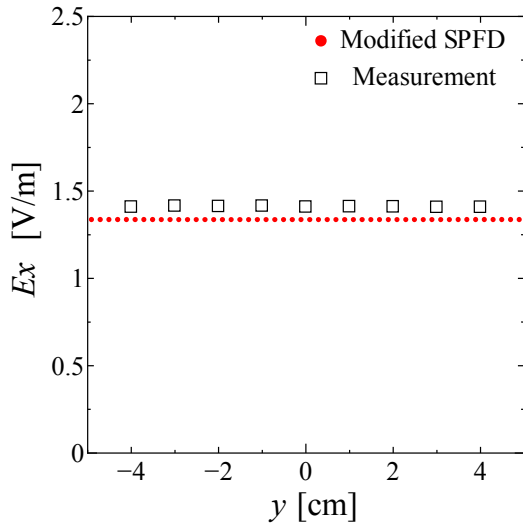


図 11. 周波数 10 kHz 時 $x = 50$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

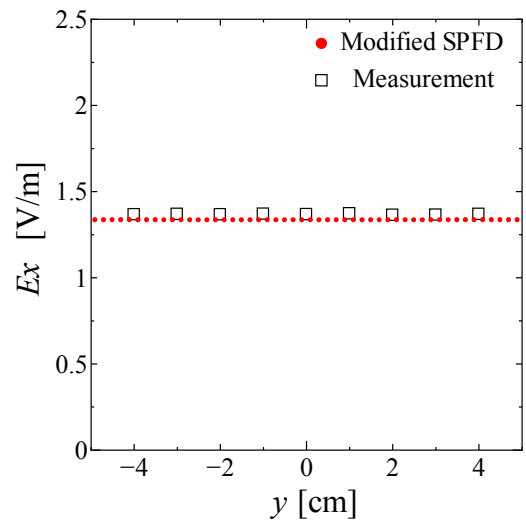


図 14. 周波数 100 kHz 時 $x = 50$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

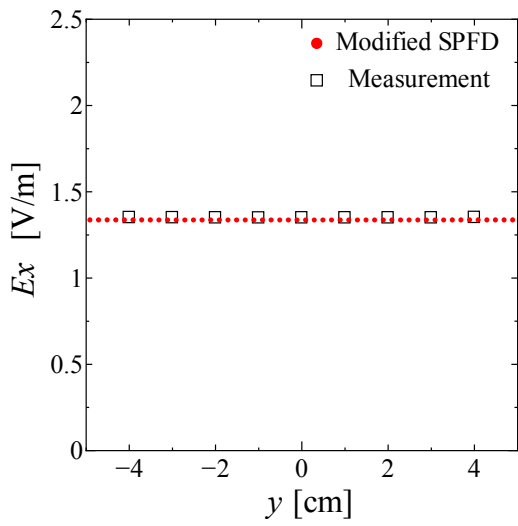


図 12. 周波数 30 kHz 時 $x = 50$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

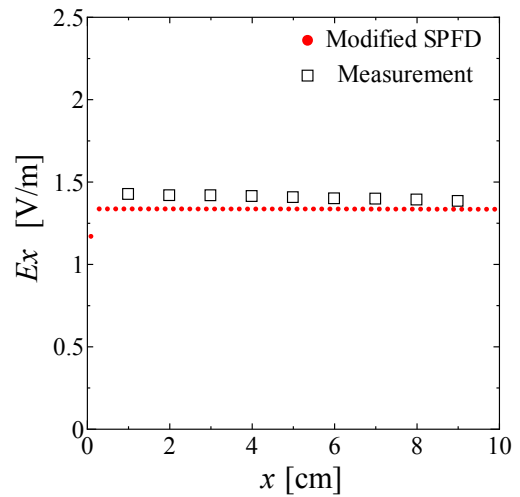


図 15. 周波数 10 kHz 時 $y = 0$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

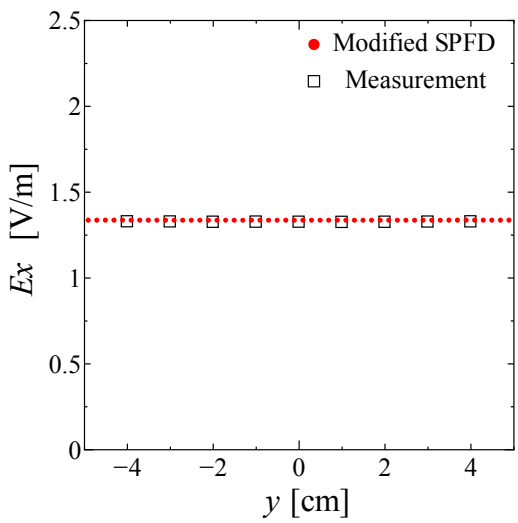


図 13. 周波数 60 kHz 時 $x = 50$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

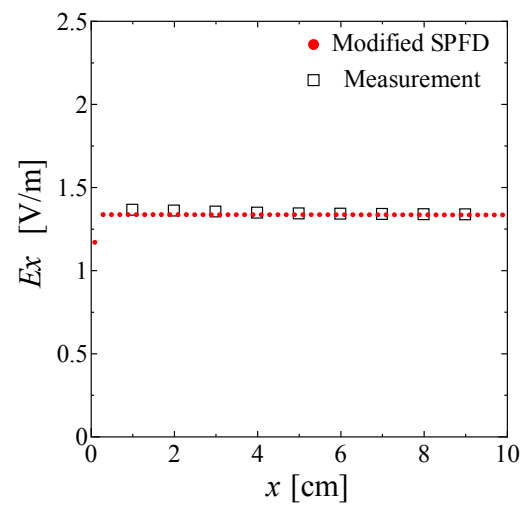


図 16. 周波数 30 kHz 時 $y = 0$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

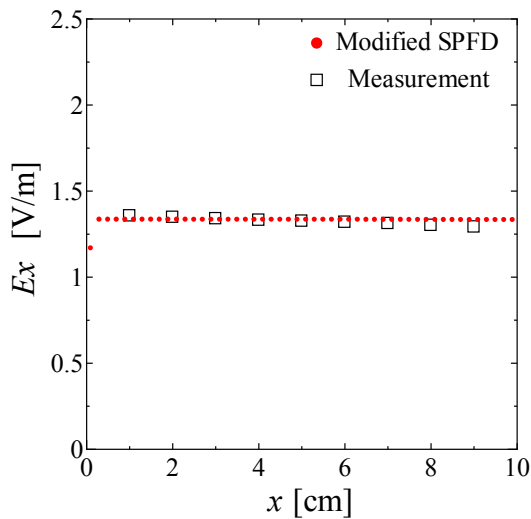


図 17. 周波数 60 kHz 時 $y = 0$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

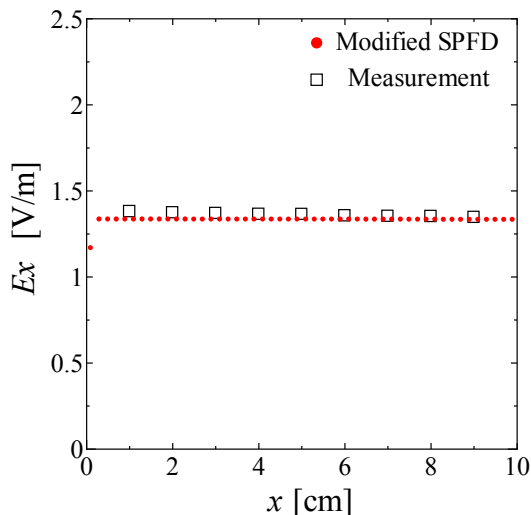


図 18. 周波数 100 kHz 時 $y = 0$ mm, $z = 0$ mm における E_x の比較結果

4. 結論

本論文では、中間周波数領域における生体モデルの媒質として、選定したゼラチン周波数特性調査を行い、同周波数領域でのゼラチンの電気定数の扱い方を検討した。

また、中間周波数における接触電流を模擬した生体モデル内部における誘導電界について、修正 SPFD 法による数値計算の適用性を確認する目的で、同計算結果と誘導電界計測法による結果の比較を行った。

その結果、以下の知見を得た。

- (1) 周波数 1 kHz から 100 kHz において、ゼラチンは、誘電率を無視し、抵抗体として扱うことができることを示した。
- (2) (1)の結果を踏まえ、周波数 10 kHz から 100 kHz の

内の 4 周波数について、一次元生体モデルを対象に誘導電界計算、及び修道電界計測を行い、それらの結果は数%の差異で一致することを確認した。従って、修正 SPFD 法には中間周波数領域における数値計算への適用性を持っていることが示した。

今後は、多次元 (2次元、及び3次元) の生体モデルを製作し、それらのモデルについて上述の比較検討を行い、各方向成分について、修正 SPFD 法の中間周波数領域への適用性を確認する予定である。

本研究の一部は、科研費基盤研究(C)(23560332)の助成を受けたものである。

参考文献

- 1) T Nagaoka, S Watanabe, K Sakurai, E Kunieda, "Development of realistic high-resolution whole-body voxel models of Japanese adult males and females of average height and weight, and application of models to radio-frequency electromagnetic-field dosimetry," *Physics in Medicine and Biology* 2004; **49**:1-15.
- 2) T. W. Dawson, K. Caputa, and M. A. Stuchly: "Influence of human model resolution on computed currents induced in organs by 60Hz magnetic fields", *Bioelectromagnetics*, **Vol.18**, pp.478-490 (1997).
- 3) H. Tarao, N. Hayashi, K. Isaka. : "Current densities inside numerical human body resulting from low-frequency contact currents", *Proceeding of 22nd Int'l Symposium on Biological and Physiological End.*, P4-1, pp. 290-291(2008)5)
- 4) IEC/TS 60479-1: "Effects of current on human beings and livestock - Part 1: general aspects", Ed.4.0 (2005).
- 7) 山崎, 河本, 重光.: "低周波磁界による生体内誘導電流分布の基礎的検討", *電学論 C*, Vol.116, No.2 pp.193-199 (1996).