

マイクロ波散乱波による物体内部の物質推定法の医療診断システムへの応用

代表研究者 菅 原 英 子 秋田工業高等専門学校 電気・電子・情報系 准教授

1 はじめに

材料定数の測定は物体の状態診断や構造診断をする上で極めて重要である。マイクロ波散乱波法[1]は自由空間法に分類される新しいカテゴリの材料定数測定方法であり、既知の電解中に置いた誘電体から分極の交番により放射される散乱波電界を計測して材料定数を推定することができる。また、近傍電界ではなく遠方界における散乱波電界を扱うため、遠距離からの非接触な測定が可能である。マイクロ波散乱波法は非接触、非侵襲な測定法であるという点で従来の誘電率測定法と大きく異なるが、散乱波電界は極めて微弱なため、測定自体が難しく、かつ得られたスペクトル分布から特徴抽出することも容易ではないことから、これまで物体診断に用いられることはなかった。そこで、これまでの研究では、液体試料の高周波誘電率と散乱波強度の関係を検証するための測定系を構築し、滞留液体の散乱波強度と誘電率の関係を実験的に明らかにした[2]。また、作動油を対象とし、マイクロ波散乱波法で測定した劣化度の異なる作動油の散乱波電界をニューラルネットワークにより学習することで劣化状態を定量的に識別できることを確認した[3]。マイクロ波散乱波法とニューラルネットワークの組み合わせは汎用性が高く、散乱波を用いた物体診断として、遠距離からの非接触、非侵襲測定という特徴は医療分野への応用に適していると考えられる。

近年、医療分野では生体診断システムにマイクロ波を応用する研究が盛んに行われており、乳がん検診ではX線マンモグラフィに変わる画像診断法としてマイクロ波が利用されている[4]。しかし、システムが大掛かりであり、被験者の極近傍で送受信を行うため圧迫感があることや、画像診断には複雑な逆問題解析が必要であるため計算コストが高いことなど、現時点では課題も多い。我々が提案するシステムでは、被験者にストレスを与えず遠方から測定でき、ニューラルネットワークの拡張により逆問題解析をせずに乳がんの検出も可能ではないかと考える。

本研究の目的は、非侵襲的かつ動的な非接触型診断手法の確立のために、マイクロ波散乱波法によって物体内部を推定できる測定系および識別系を構築することである。まず、物質の比誘電率、形状、寸法と散乱波スペクトルとの関係を散乱波電界の測定により明らかにする。散乱波は測定試料の形状によって異なることが報告されているが、任意形状での検証はなされていないため、物質形状と散乱波特性の関係を調査する必要がある。また、そのための測定系を構築し、測定系の妥当性を検証する。さらに、解析に多大な労力を要する画像診断に代わり、ニューラルネットワークによる学習と識別を行うことで、計算コストの高い複雑な逆問題解析を必要とせずに測定データから物質の状態を推定することが可能であることを示す。医療分野への応用を想定した場合、電波が人体に与える影響についても考慮する必要があるため、電磁波照射時の人体表面の温度上昇についてシミュレーションによる熱解析により見積もる。

2 研究内容

2-1 散乱波測定環境評価

散乱電磁波を用いた誘電率推定法は比誘電率の関数として表される散乱波の電界強度によって試料の比誘電率変化を検出する、図1に示すように、球状の誘電体に平面電磁波を照射するとき、誘電体の大きさが波長より十分小さく、レイリー散乱の条件を満たすならば散乱波の電界強度 E_{RCV} [V/m]は式(1)で表される。ここで、 ϵ_r は誘電体の比誘電率、 λ [m]は電波の波長、 a [m]は球の半径、 E_s [V/m]は散乱体位置の電界強度、 r' [m]は散乱体と散乱波受信点との距離である、

$$E_{RCV} = \left(\frac{\epsilon_r - 1}{\epsilon_r + 2} \right) \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right)^2 a^3 \frac{E_s}{r'} \quad (1)$$

式(1)は試料が球の場合の散乱波電界強度を表しているが、試料の形状が立方体、円柱などの場合、分極率の項 $((\epsilon_r - 1)/(\epsilon_r + 2))$ で補正をかけることで対応が可能である。

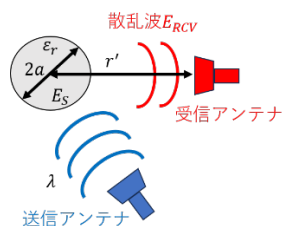


図 1 誘電体の散乱波測定

散乱波測定環境を構築するにあたり、まずはFDTD法(Finite Difference Time Domain method)を用いて電磁界シミュレーションを行い、適切なアンテナ配置等を明らかにする。そのために、オープンソースのシミュレーションソフトであるOpenFDTDを用いる。これはFDTD法を用いた電磁界シミュレータであり、ユーザが入力データのテキストファイルを作成し、GUI(Graphical User Interface)を使用してウィンドウ上でデータ入力、計算実行、結果確認を行うことができる。シミュレーション条件として、計算領域を100 cm × 100 cm × 60 cmとし、セルサイズを5 mm、周波数を2.5 GHzとする。境界条件はPML吸収境界条件を適用し、層数6、次数4、反射係数1e-15とし、計算回数3000回のシミュレーションを行う。また、試料はフェライトとし、その形状は直径4 cm、高さ10 cmの円柱とする。フェライトの物性値はOpenFDTDで用意している値を引用し、比誘電率10.0、導電率0.2 S/m、比透磁率10、導磁率30000とする。

(1) L字配置・V字配置における直接波低減効果の比較

散乱電磁波を用いた誘電率推定法では、アンテナからの直接波や壁面等周囲からの反射波を取り除き散乱波のみを測定する必要があるため、散乱波受信点でどれだけ送信アンテナからの直接波を低減できるかが重要となる。そこで、図2に示す2通りの測定環境を想定し、アンテナ配置による直接波低減効果を調べる。また、送信アンテナと受信アンテナの間に電波吸収体を置いた場合の散乱波受信点への直接波の低減効果も調べる。図3は実際にOpenFDTDでモデリングした測定環境である。本来の測定では受信アンテナを設置するが、受信アンテナをモデリングするにあたり、導波管における電界反射を考慮してアンテナの設計を行う必要があるため、ここでは受信アンテナをモデリングせず試料から受信アンテナ方向に1 cmごとに観測点を68個置いて各観測点での平均電界を計算する。

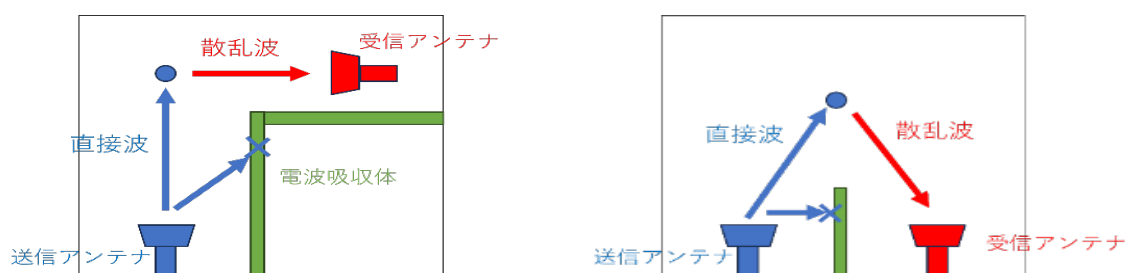


図 2 測定環境 (左：L字配置モデル、右：V字配置モデル)



図 3 OpenFDTD でモデリングした測定環境 (左：L字配置モデル、右：V字配置モデル)

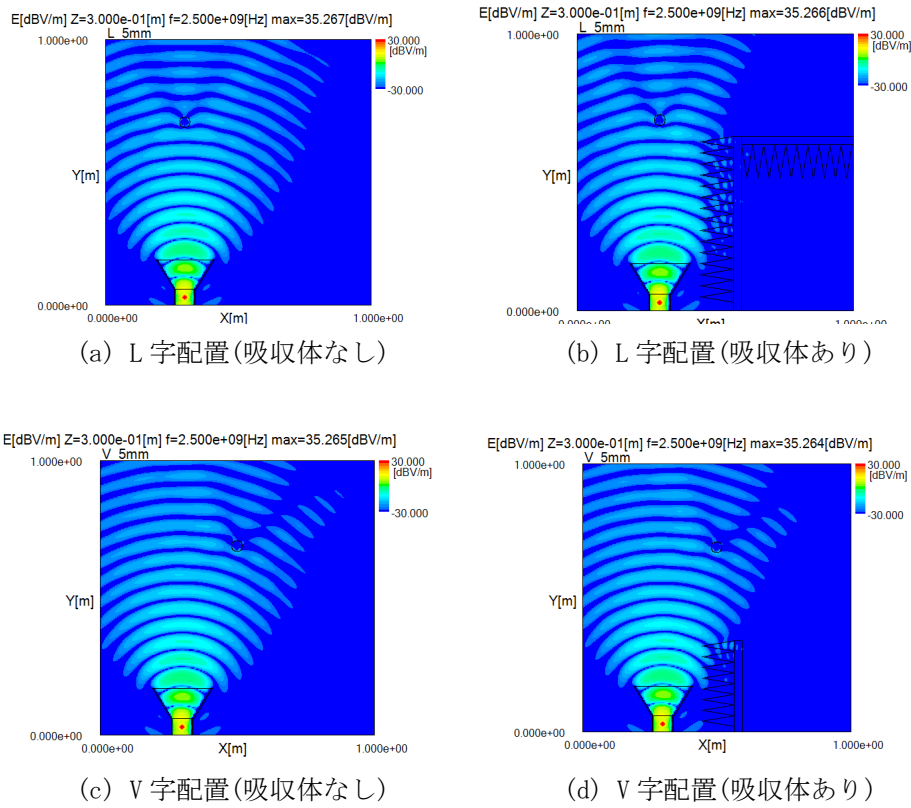


図 4 電解分布

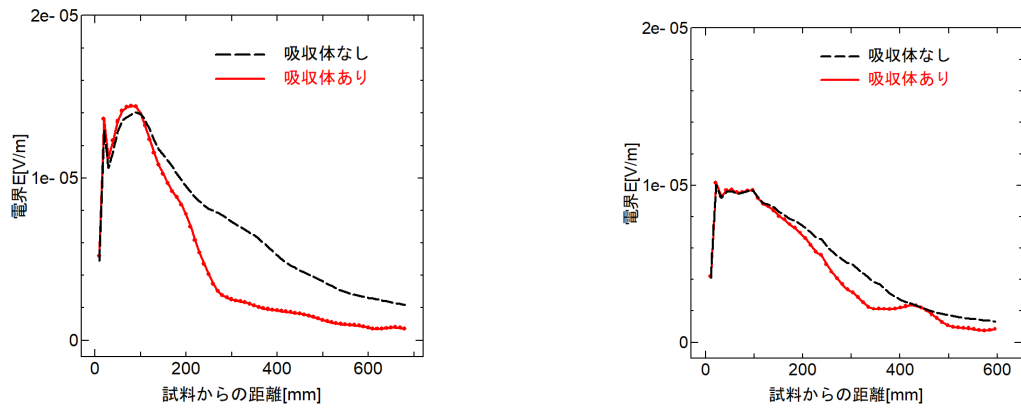


図 5 電波吸収体の有無による各観測点での平均電界 (左: L 字配置, 右: V 字配置)

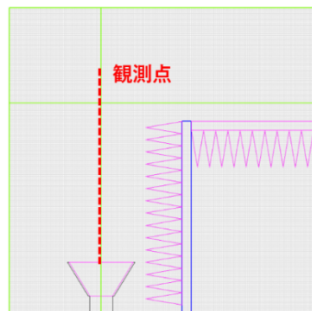


図 6 平面波領域シミュレーション環境

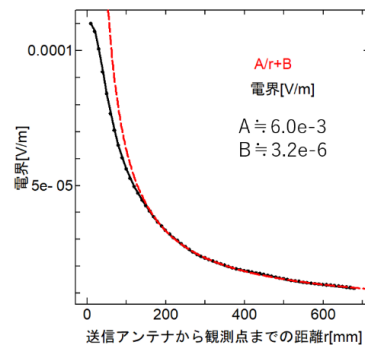


図 7 各観測点での平均電界

図4にL字配置での電界分布、V字配置での電界分布図を示す。これらの比較から、L字配置とV字配置どちらの配置方法でも電波吸収体による直接波の吸収ができていることが確認できる。また、吸収体ありのL字配置とV字配置を比較すると、L字配置のほうが直接波を吸収できているようにみえる。次に、図5に電波吸収体の有無による各観測点での平均電界の差を示す。縦軸が電界強度、横軸が試料から観測点までの距離である。V字配置では試料から観測点までの距離が約400 mmのところでは電波吸収体ありの電界強度がわずかに高くなっていることがわかる。試料から観測点までの距離が約400 mmの地点では電波吸収体と観測点の距離が近くなるので、電波吸収体の反射波が試料からの反射波と合成され、わずかに電界が高くなっていると考えられる。一方で、L字配置ではV字配置に比べて電波吸収体なしとありの電界強度の差が大きいことから、L字配置の方がより直接波を低減できているといえる。これらのことから、L字配置のほうが直接波低減効果が高いと考え、以降ではL字配置の測定環境評価を行う。

(2) 試料・送信アンテナ間の距離、受信アンテナ位置の検討

散乱波を測定するにあたり、試料に入射する電磁波は平面波でなければならぬため、本研究で利用した送信アンテナモデルの平面波領域を明らかにする。平面波領域とは、送信アンテナからの電磁波の電界が距離に反比例する領域を指す。図6に示すように、直接波低減効果の高いL字配置を用い、送信アンテナから試料方向に1 cmごとに観測点を68個配置し、各観測点での平均電界を観測した。試料による反射波が起こらないように試料は配置しない。図7に各観測点での平均電界を示す。約180 mmで反比例のグラフに乗っているため、今回使用した送信アンテナの平面波領域は約180 mm以降ということがわかる。このことから、試料と送信アンテナの距離は180 mm以上離す必要があるといえる。

次に、試料・送信アンテナ間の距離を200 mmから700 mmまで100 mmずつ変化させ、散乱波受信可能領域がどのように変化するかを検討した。式(1)より、散乱波の電界強度 E_{RCV} [V/m]は試料と散乱波受信点との距離 r' [m]に反比例するので、電界強度が試料から観測点の距離に反比例する位置で散乱波の測定が可能になるといえる。試料・送信アンテナ間の距離による散乱波受信可能領域の変化を表1にまとめる。試料と送信アンテナの距離を離すほど散乱波受信可能領域は広がるが、試料と送信アンテナの距離が500 mm以上離れると散乱波受信可能領域が280 mm以降で変化しなくなることがわかる。図8に試料・送信アンテナ間距離が200 mmの場合と600 mmの場合の電界分布図を示す。2つを比較すると、試料と送信アンテナの距離が近いと電波吸収体の長さを短くする必要があり、試料から受信アンテナ方向へ干渉する直接波が多くなることがわかる。試料・送信アンテナ間の距離を近づけると散乱波受信可能領域が小さくなるのはこれが原因であると考えられる。

以上のことから、受信アンテナは送信アンテナを試料から500 mm以上離れたうえで試料から280 mm以上離れた場所に設置するのが適切であるといえる。ただし、送信アンテナを試料に近づける場合は散乱波受信可能領域が変化するので表1に示してある散乱波受信可能領域内に受信アンテナを設置する必要がある。

表1 散乱波受信可能領域の変化

試料—送信アンテナ間距離[mm]	散乱波受信可能領域(試料から観測点の距離)
200	380mm 以降
300	350mm 以降
400	300mm 以降
500	280mm 以降
600	280mm 以降
700	280mm 以降

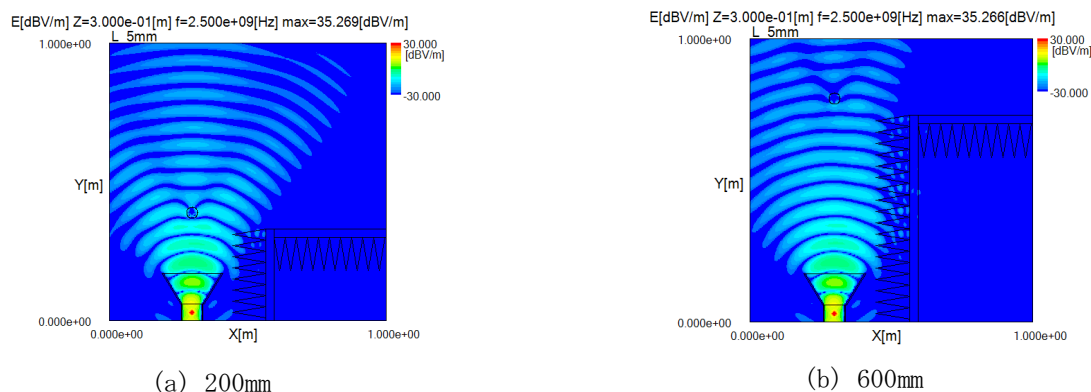


図 8 試料・送信アンテナ間距離を変えた時の電界分布図

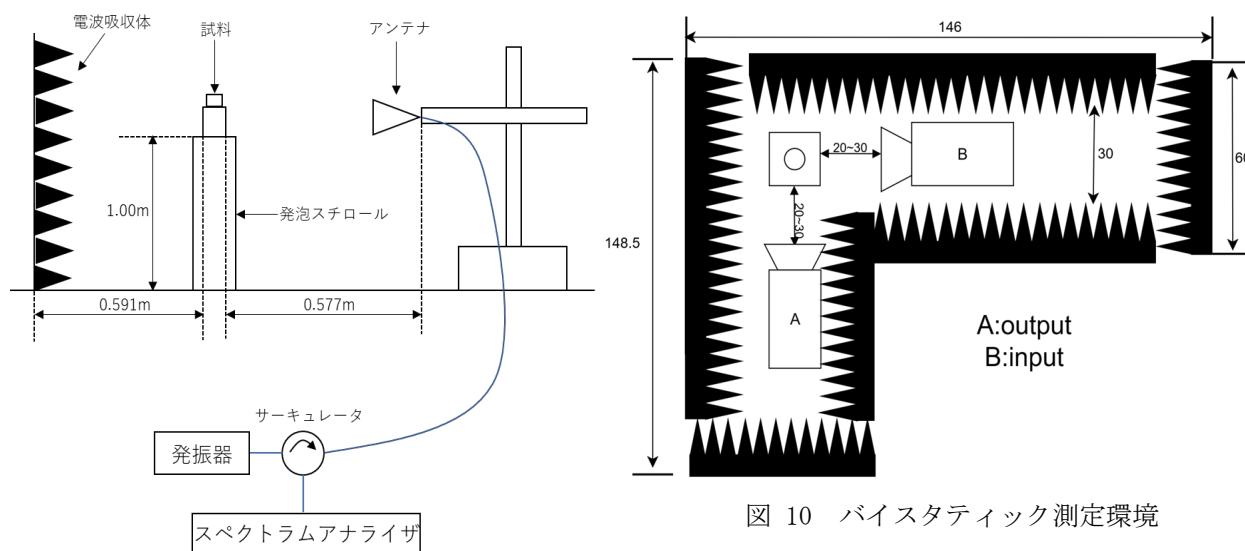


図 9 モノスタティック測定環境

図 10 バイスタティック測定環境

2-2 試料ごとの散乱波測定評価

シールドルーム内に送信アンテナと受信アンテナを兼用としたモノスタティック配置の計測環境を、シールドルーム外に送信アンテナと受信アンテナを分けたバイスタティック配置の計測環境を構築している。図 9 に示すシールドルーム内のモノスタティック測定環境では、ETS-Lindgren 社のダブルリッジガイドアンテナ(モデル 3117)を使用している。周波数レンジは 1~18 GHz であるが、送信波と受信波を分離するサーキュレータの制限により、2~2.5GHz での散乱波受信電力の測定を行っている。幅 2 m , 奥行き 3 m , 高さ 2 m のシールドルーム内に送受信兼用アンテナと試料台を設置する。アンテナから測定試料までの距離は 0.557 m , 測定試料から壁までの距離は 0.591 m である。電波吸収体はアンテナの正面および背面に設置する。図 10 に示すバイスタティック測定環境では、SCHWARZBECK 社のダブルリッジホーンアンテナ(BBHA 9120 C)を使用している。このアンテナの周波数レンジは 2~18 GHz であるが、モノスタティック環境に合わせ、測定周波数は 2~2.5 GHz としている。

(1) 樹脂材料の散乱波測定

試料形状の違いにより散乱受信電力に違いが見られるのかを確認するため、図 10 に示すバイスタティック配置の測定環境において、形状の異なる樹脂材料(POM 樹脂)の散乱波計測を行った。測定に用いる樹脂材料は直径 30 mm の球体、一辺 30 mm の立方体、高さ 70 mm , 底面の直径 30.5 mm の円柱の 3 種類である。発振器から周波数を 2.0~3.0 GHz の間で 2.17 MHz 間隔で変化させた電磁波を試料に照射し、これにより得られる試料からの散乱受信電力をスペクトラムアナライザで測定する。

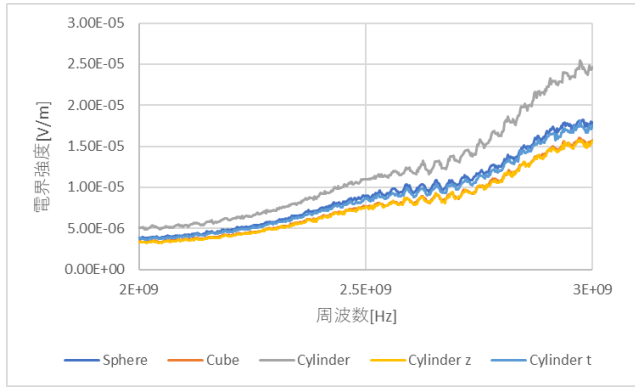


図 11 樹脂材料の測定結果

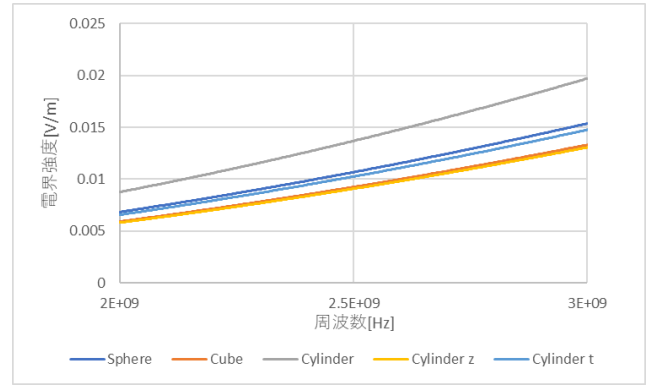


図 12 理論電界強度

図 11 に試料・送信アンテナおよび試料・受信アンテナの距離を 300 mm とした場合の散乱受信電圧を示す。Sphere は球体、Cube は立方体、Cylinder は円柱を縦に置いた場合、Cylinder z は円柱を横にし、底面を送信アンテナ側に向けた場合、Cylinder t は円柱を横にし、底面を受信アンテナ側に向けた場合を示す。また、測定した受信電圧と試料・アンテナ間距離から散乱体位置の電界強度 E_s [V/m]、式(1)に示した散乱波の電界強度 E_{RCV} [V/m]を求め、試料形状の違いによる電界強度を比較する。図 12 に距離 300 mm の理論電界強度を示す。理論上では、周波数の増加に伴って指数関数的な電界強度の増加が予測されるが、図 12 から、実際の測定値は指数関数的な電界強度の増加が確認できる。次に、試料形状による差を理論値と比較すると、どの試料形状においても理論値と同様な相関関係が確認できる。Sphere と Cylinder は送信電磁波を球面で受けているため、電磁波が多方向に散乱するが、Cube と Cylinder z は送信電磁波を面で受けているため、電磁波の散乱がほとんど生じないと考えられる。

(2) グルコース水溶液の散乱波測定

図 9 に示すモノスタティック配置の測定環境において、血液に見立てた濃度の異なるグルコース水溶液の散乱波計測を行った。グルコース濃度は糖尿病の血糖値診断を目安に、50 mg/dl (低血糖)、90 mg/dl (正常型)、120 mg/dl (境界型)、160 mg/dl (糖尿病)の 4 種類を用意し、比較のために蒸留水も試料として加えた。これら 5 種類の試料は容量 100 cm³ の円筒状の樹脂製容器に封入する。発振器から周波数を 2.0～2.5 GHz の間で 1.96 MHz 間隔で変化させた電磁波を試料に照射し、これにより得られる試料からの散乱受信電力をスペクトラムアナライザで測定する。1 本のアンテナを送受信兼用としているため、サーキュレータを用いて送受信波を分離させてスペクトラムアナライザで受信する。試料ごとに 5 回の測定を行う。

散乱電磁波測定により測定した各試料の散乱受信電力 5 回分の測定データの平均を図 13 に示す。図 13 をみると測定値が上下しており、グルコース濃度による散乱受信電力の違いがわかりにくい。これはサーキュレータのアイソレーションの制限による送信波成分や反射波の干渉などによる周期的な成分が含まれているためだと考えられる。そこで、測定結果に含まれる周期的な成分を取り除くためにリフタ処理を行う。まず、測定データに式(2)に示したハミング窓を掛ける。ハミング窓とは窓関数と呼ばれる数値解析が容易にできる関数の中でも周波数分析能が良い窓関数である。ハミング窓を掛けた値を高速フーリエ変換し、その後リフタ関数を掛け、逆高速フーリエ変換を行い、最初に掛けたハミング窓で割ることによってリフタの掛かったスペクトラムを得ることができる。

$$w(t) = 0.54 - 0.46 \cos 2\pi \frac{t}{T}, \text{ if } 0 \leq t \leq T \quad (2)$$

図 13 に示した各試料の測定データの平均値をリフタ処理した結果を図 14 に示す。周波数が高くなると、散乱受信電力の値も上昇傾向になっていることがわかるが、2.35～2.4 GHz 付近の周波数帯では、試料の影響が測定データに出ていないためか上昇傾向が見られないことが確認できた。試料の影響が出ていない理由としては、この周波数帯で散乱波を受信できていない、もしくは限りなく弱くなっているためではないかと考える。その理由としては、試料の形状、大きさにより散乱ができていない可能性や、アンテナ配置による影響があるのではないかと考える。各データの差については、蒸留水とグルコース水溶液との間に違いが確認できるものの、グルコース濃度の違いによる差は数値上はあるものの、グラフ上では確認しづらく、従

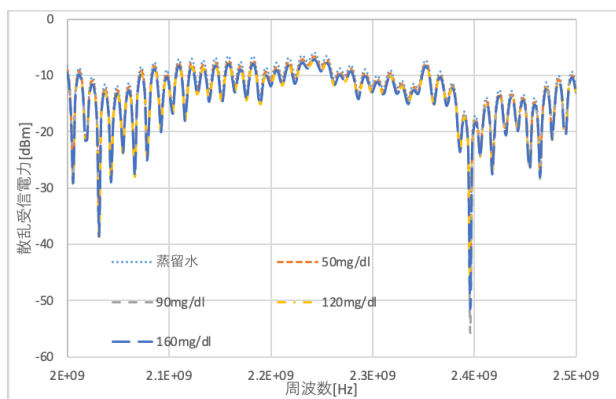


図 13 グルコース水溶液の測定結果

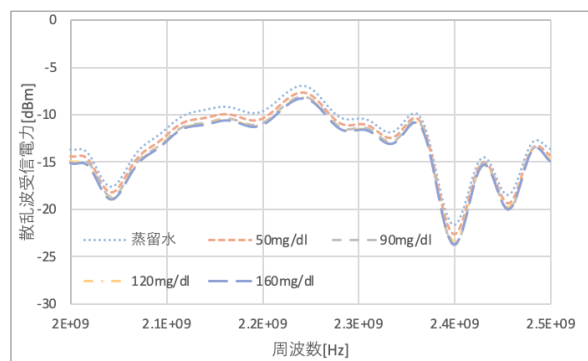


図 14 リフト処理後の測定結果

来の判別方法では測定データからグルコース濃度の判別を行うのは困難である．そのため，ニューラルネットワークによる判別を試みる．

2-3 ニューラルネットワークによる識別

2-2(1)より，グルコース濃度の違いによる差がグラフ上では確認しづらく，従来の判別方法ではグルコース濃度の判別を行うのは困難であるため，ここでは階層型ニューラルネットワークによる判別を試みる．入力層，中間層，出力層の3層構造とし，入力層，中間層のニューロン数は学習時間，判別精度を総合的に見て，入力層を60，中間層を50とする．試料が低濃度か高濃度かを判別するので，出力層のニューロン数は1とし，その出力は低濃度と判別された場合は0に近い値を，高濃度と判別された場合には1に近い値を出力するものとする．活性化関数にはシグモイド関数を用いる．学習には誤差逆伝搬法を用いる．学習の終了条件は許容誤差を0.08とし，誤差最終値が許容誤差内になるか，学習回数が最大学習回数50000回を超えたときとする．学習データにはグルコース濃度が50 mg/dl と160 mg/dl の測定データをそれぞれ低濃度，高濃度のデータとして用いる．判別データには4種のグルコース水溶液の測定データを用いる．蒸留水の測定データは学習，判別に用いていない．その理由は，蒸留水の測定データとグルコース水溶液の測定データのグラフの傾向は同じだが，グルコース濃度の値の差に比べ，値の大きさがかけ離れており，蒸留水の測定データを学習及び判別データに用いると蒸留水に偏った結果が得られたためである．また，今回の測定において，測定点は256点であったが，学習データ及び判別データは測定した256点すべてのデータを使用せず，50 mg/dl と160 mg/dl の試料の測定データの差が大きい周波数60点を抽出し使用する．

5回分の測定データとそれらの平均値を階層型ニューラルネットワークを用いて判別した結果を図15に示す．学習回数は658回，最終誤差は0.000767であった．どの測定データにおいても低濃度である50 mg/dl および正常型を想定した90 mg/dl の測定データでは0に近い値を出力し，境界型を想定した120 mg/dl ，糖尿病型を想定した160 mg/dl の測定データでは1に近い値を出力した．ニューラルネットワークを用いることでグルコース濃度を判別できたといえる．

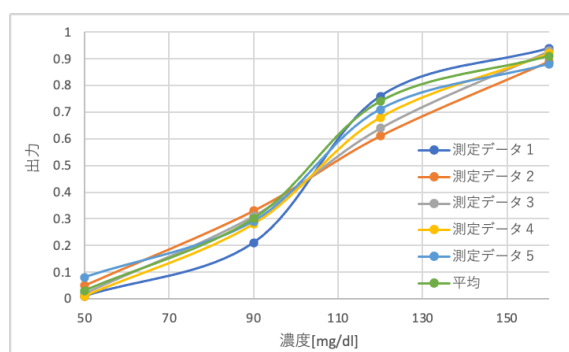


図 15 ニューラルネットワークによるグルコース濃度判別

2-4 電磁波照射時の人体に与える影響

電磁波照射時の人体表面・内部の温度上昇についてシミュレーションするために、電磁界解析手法のひとつであるFDTD法(Finite Difference Time Domain method)にTHE(Higher-Order Time Element)を組み合わせたFDTD-HTE法[5]を用いて解析を行う。FDTD-HTE法は電磁波の伝播と熱伝導の相互作用を同時に考慮できるため、人体における温度分布の詳細な解析が可能である。簡易的な人体モデルと電磁波照射モデルを構築し、特定の部位への局所的な電磁波照射による温度上昇のシミュレーションを行う。まず、FDTD法により定常状態までの電磁界を計算し、電界 E と磁界 H から簡易人体モデルにおける単位体積あたりの吸収電力 P_d [W/m^3]を計算する。ここで、吸収電力は温度変化に対して電気的特性が変化しないと仮定して定常状態まで計算する。次に、セルの中心位置における平均電界と平均磁界を計算し、簡易人体モデルにおける吸収電力分布を求める。最後に、吸収電力分布から簡易人体モデル内の温度分布を算出する。

図16に解析モデルを示す。50 mm × 250 mm × 350 mmのシミュレーション領域内に導波管スロットアンテナを設置し、その上部に50mm離して簡易人体モデルを配置する。導波管スロットアンテナは100×115×60mm、1スロットモデルとする。簡易人体モデルは皮膚、筋肉、脂肪、骨を想定し、比誘電率、誘電損失、比熱、密度、熱伝導率、熱伝達率の各物性値を与えた100 mm × 115 mm × 100 mmの直方体とする。簡易人体モデルの物性値を表2に示す。導波管に入力する伝送波はTE₁₀モードであり、周波数は2.45GHzである。導波管規格はWR430、セルサイズは2.5 mm、導波管の壁厚は1セル(2.5 mm)とする。境界条件はPML吸収境界条件を適用し、層数8、次数4、反射係数1e-15とする。計算回数(タイムステップ)3000回のシミュレーションを行ったときの簡易人体モデルの温度変化を図17に示す。脂肪の温度変化が大きいことがわかる。また、外気温を考慮しなかったため冷却されず、非常に高温になった箇所が見られる。

次に、図18に示す導波管スロットアンテナと簡易人体モデルの間にボールスと呼ばれる冷却水を設置したボールス設置モデルにより、簡易人体モデルの表面温度を下げることを確認する。簡易人体モデルを筋肉とし、筋肉の温度を36℃、ボールスを5℃、外気温を20℃に設定する。図19にボールスの有無による筋肉内部の温度変化分布を示す。横軸x、縦軸z、y軸23セル(50 mm)における筋肉断面の温度変化を示す分布図である。簡易人体モデル上部がz=40、簡易人体モデル下部がz=0である。図19よりボールスの有無での温度変化分布はほぼ同じであり、加熱したはずの人体簡易モデルの左右が冷やされていることが分かる。電磁波はx軸の中心付近をより加熱するため、簡易人体モデル左右部分は加熱されにくく、外気温の冷却効果が大きかったと考えられる。また、図20に図19のボールスの有無による人体モデル内部の温度変化分布の差分を可視化したものを示す。ボールスが接触する側で加熱が確認された一方、ボールスによる冷却効果は得られなかった。その原因として、水は比較的誘電正接が大きいため電波を吸収しやすく、結果としてボールス自体が加熱され、加熱されたボールスから筋肉に熱が伝わったと推測される。シミュレーションモデルの見直し等検討の余地がある。

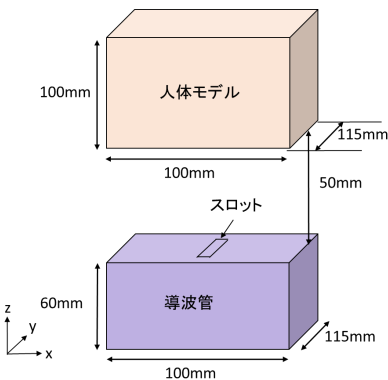
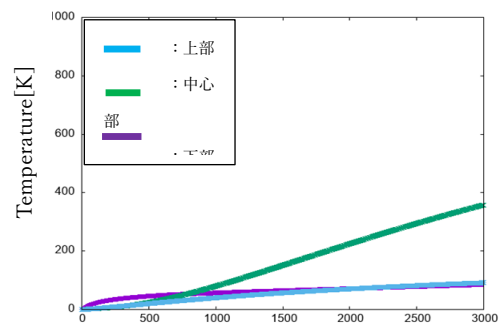
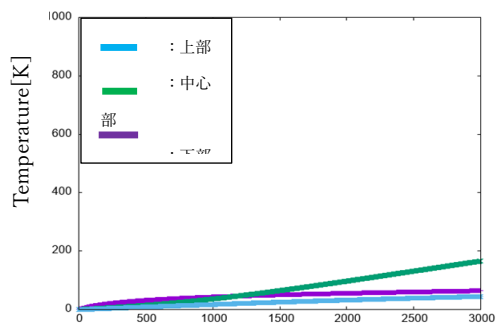


図 16 FDTD-THE 解析モデル

表 2 簡易人体モデルの物性値

	脂肪	皮膚	筋肉	骨
熱伝導率(W/m・K)	0.204698767	0.476855083	0.38497325	2.209816236
熱伝達率(W/m ² ・K)	3.411646119	7.94758471	6.416220827	36.83027061
密度(kg/ m ³)	900.7	2343.75	1,100	1,108
比熱(J/K・kg)	2520.45	3780.68	3780.68	2089.21
比誘電率	6.684067544	35.19557983	54.90851944	12.1

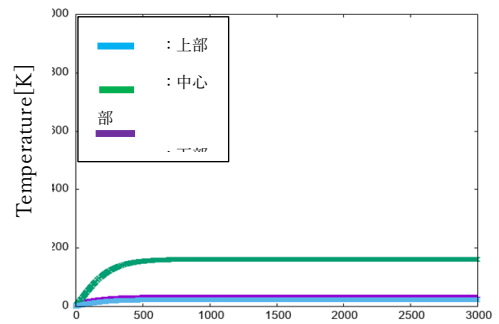
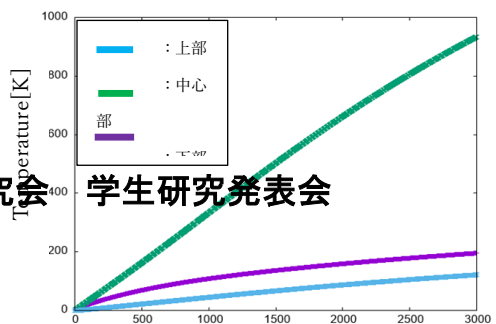
(比透磁率は全て1+i0.0001) NICT「人体電磁波モデリング用組織誘電特性データベース」より提供



2024年度 高速信号伝送研究会 学生研究発表会

(a) 皮膚組織の温度変化

(b) 筋肉組織の温度変化



(c) 脂肪組織の温度変化

(d) 骨組織の温度変化

図 17 簡易人体モデルの温度変化

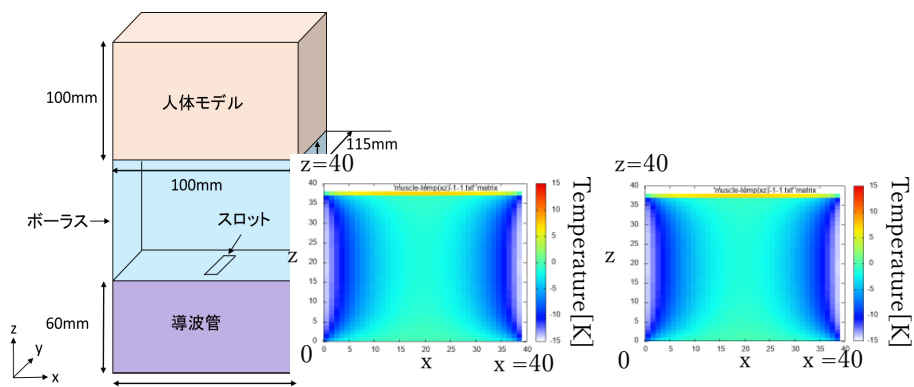


図 18 ボーラス比較モデル

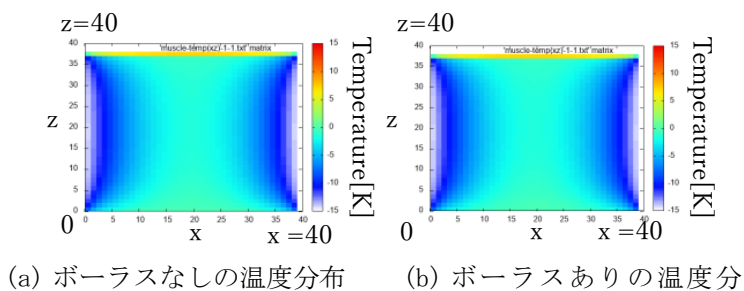


図 19 ボーラスモデルの温度分布

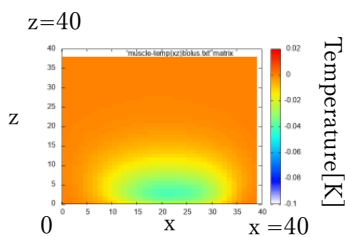
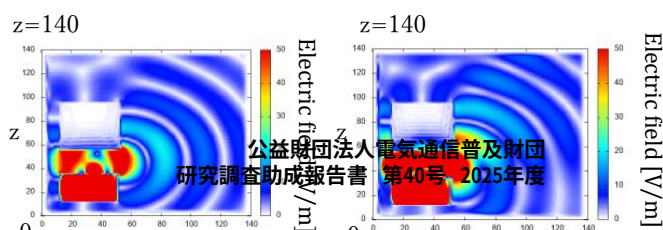
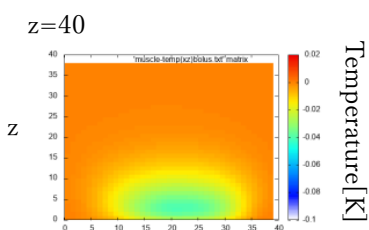


図 20 ボーラス温度差分



3 おわりに

本研究では、非侵襲的かつ動的な非接触型診断手法の確立のために、マイクロ波散乱波法により物体内部を推定できる測定系および識別系の構築を試みた。まず、散乱波測定環境を構築するにあたり、適切なアンテナ配置等を明らかにするため、FDTD法を用いて電磁界シミュレーションを行った。シミュレーションの結果、送信アンテナと受信アンテナを測定試料をはさんでL字に配置し、間に電波吸収体を配置したL字配置が送信アンテナから直接波を低減する効果が高いことがわかった。また、このL字配置における適切なアンテナ・試料間距離も明らかにした。次に、構築した測定環境において、形状の異なる樹脂材料の散乱波測定を行い、形状の違いによる散乱波の電界強度の違いについて検討した。理論値との相関関係が確認できた。また、濃度の異なるグルコース水溶液の散乱波測定も行った。測定で得られたデータをニューラルネットワークにより学習、判別したところ、低濃度／高濃度の判別が可能であることが示された。さらに、電磁波照射時の人体への影響を調べるため、FDTD-HTR法を用いた熱解析を行った。今回のシミュレーションモデルではボラス設置の効果がわからず、さらなる解析が必要と考えられる。

今後は、球体や円筒以外の任意形状での散乱波測定の可能性を明らかにする必要がある。現在、測定値の妥当性を評価するため、アンテナや試料をCTスキャンし、そのデータをモデル化して電磁界シミュレーションに組み込むことでより現実に近いシミュレーション環境を構築している。

【参考文献】

- [1] T. Komakine, T. Kurosawa, K. Miyanaga and H. Inoue, "A Novel Estimation Method of Dielectric Permittivity by using Scattered Waves", IEEJ Trans. FM, Vol.131, No.4, pp.277-282 (2011)
- [2] 鈴木耕也, 黒澤孝裕, 駒木根隆士, "劣化油の散乱マイクロ波スペクトル特性", 電子情報通信学会 2016 年総合大会, B-4-36, P.356 (2016)
- [3] 館岡陸, 菅原英子, 伊藤桂一, 春日貴志, "物性評価のための散乱波測定と作動油劣化度判別", 電子情報通信学会技術報告 FIIS-23-577 (2023)
- [4] K. Noritake and S. Kidera, "Boundary Extraction Enhanced Distorted Born Iterative Method for Microwave Mammography", IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters., Vol.18, No.4, pp.776-780 (2019)
- [5] 大村聡子, 西岡泰弘, 宇野亨, 伊藤公一, "FDTD-THE 法による電磁加温解析における熱的境界条件の改善", 日本シミュレーション学会大会発表論文集:シミュレーション・テクノロジー・コンファレンス・計算電気・電子工学シンポジウム第 18 回, pp.103-106 (1999)

〈発 表 資 料〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
Study on evaluation of electromagnetic measurement environment using FDTD method	8th International Conference on "Science of Technology Innovation" 2023 (8th STI-Gigaku 2023)	2023 年 11 月
Study on Scattered Wave Measurement of Aqueous Glucose Solution and Evaluation of Physical Properties Using Neural Network	8th International Conference on "Science of Technology Innovation" 2023 (8th STI-Gigaku 2023)	2023 年 11 月
FDTD-HCE 法による熱伝導シミュレーションに関する研究	令和 5 年東北・北海道地区高等専門学校専攻科産学連携シンポジウム	2023 年 11 月
FDTD 法を用いた電磁波測定環境の評価に関する研究	令和 6 年東北地区若手研究者研究発表会	2024 年 3 月
グルコース水溶液の散乱電磁波測定とニューラルネットワークを用いた物性評価	令和 6 年東北地区若手研究者研究発表会	2024 年 3 月

FDTD-HTE 法を用いた人体モデルの熱伝導シミュレーション	令和 6 年東北地区若手研究者研究発表会	2024 年 3 月
Visualization of temperature distribution in a human body model using the FDTD-HTE method	9th International Conference on "Science of Technology Innovation" 2024 (8th STI-Gigaku 2024)	2024 年 11 月
人体を対象とした熱伝導シミュレーションモデルの比較	第 6 回高速信号伝送研究会 2024 年度学生研究発表会	2025 年 3 月