

# 電磁波による 生体内イメージング

—原理から MATLAB を用いた  
数値解析まで—

桑原義彦 著

コロナ社

## まえがき

電波を使ったイメージング技術の開発は宇宙開発や軍事研究から始まった。すなわち、人工衛星や航空機からの資源探査や植生の調査、船舶、航空機、車両の敵味方識別である。その後、これらの研究成果が計算機の発展と相まって民生分野にも展開され、空港でのセキュリティシステムや、構造物の非破壊検査システム、地中レーダなどが商品化され、社会で活躍している。

電波による生体内イメージングに関する論文は1980年頃から発表され始め、2000年代になるとさらにその数を増やしている。電波を使ったイメージング技術を生体に適用する利点は、X線被ばくがなく安全なこと、機器構成が比較的単純で安価なこと、3次元断層像が得られることである。一方で、高い周波数の電波は、水分が多い生体を通過しにくく組織構造に基づく散乱波が小さい、生体内で多重反射が起り直進性に欠ける、分解能が低いなど解決すべき課題が多くあるのが実情である。

著者は長らく、各種レーダアンテナの開発・設計に携わってきた。2005年夏、UWB（ultra wide band：超広帯域）衝突防止レーダの研究のため文献を調査していた際、初期乳がんの検出技術を紹介した文献が目に入り、興味を持ったことがこの分野の研究のきっかけである。この分野を研究するためには、生体の電氣的性質、生体内の電波伝搬、センサ（アンテナ）、測定、画像再構成法など幅広い知識が必要となる。これらの技術についてまとめられた書籍はなく、発表されている論文も扱う技術が断片的で絞られているか、開発システムの全体紹介のいずれかで、この分野の研究を1から始めるにはハードルがきわめて高い。

静岡大学の定年退官を機にこのハードルを下げたいとの思いが通じ、2021年5月、電子情報通信学会アンテナ・伝搬研究専門委員会が主催する「アンテ

ナ・伝搬における設計解析手法ワークショップ(第66回)」で、これまでの研究をまとまった形で紹介する機会を得た。ここでは基礎理論や実際の機器の紹介のほか、研究を加速させる一助とするためのプログラムも紹介した。本書はワークショップで用いたテキストをベースに見直したものである。

著者が最初に開発したのは、UWB レーダによる乳がん検出システムである。2012年、浜松医科大学医学部放射線腫瘍学講座の協力を得て7名のがん患者を撮像し、乳がん周囲の強い散乱像を確認することができた。しかしその像はがんの形を再現するものではなく、臨床的にがんを判別することは困難であった。

アンテナで観測する組織構造による散乱は、組織の電気的特性の差によって生じる。著者は2018年から愛知医科大学医学部外科学講座乳腺・内分泌外科の協力を得て、乳がんの手術で取り出したがん、乳腺・脂肪組織の複素誘電率を測定し、データを蓄積している。そのデータによれば、脂肪組織とがんのコントラストは高いが、がんと乳腺組織のコントラストは低い。乳腺組織の複素誘電率ががんのそれを上回ることもある。このことから組織像を正確に再構成できる画像再構成技術の確立が必要である。

組織像を忠実に再構成できる手法が、逆散乱問題を解くマイクロ波トモグラフィである。マイクロ波トモグラフィでは、一定の計算条件の下において組織像が正確に再構成される。しかし、これを現実の機器で実現するに至っていない。その原因は、現在の数値電磁界解析技術では装置・生体を完全にモデル化できず、その電波伝搬現象を完全に再現できないこと、組織構造による散乱信号がきわめて小さく、モデル化誤差や計測誤差の影響がきわめて大きいことである。著者の最近の研究で、予備知識を効果的に活用することで、この問題を緩和できることがわかってきた。これについては別の機会に紹介したい。

マイクロ波トモグラフィの実現の困難さを克服できる技術として、近年マイクロ波ホログラフィが注目されている。マイクロ波ホログラフィの画像再構成はフーリエ変換に基づくので耐雑音性に優れ、再構成に要する時間もきわめて短い。一方、再構成においてボルン近似が前提となっているため、この影響を

見極める必要がある。また、標本化定理に基づく膨大な測定データをいかに取得するかも解決すべき課題の一つである。

本書では、著者の15年余りの研究で蓄積した技術を、MATLAB<sup>†1</sup>のプログラムを含め紹介している。プログラムコードはコロナ社の書籍紹介ページ<sup>†2</sup>で配布している。本書が、この分野に取り組む技術者・研究者の一助となれば幸いである。最後に、本書を出版する機会を与えていただいた電子情報通信学会アンテナ・伝搬研究専門委員会の関係者の方々、臨床研究に協力いただいた浜松医科大学医学部放射線腫瘍学講座と愛知医科大学医学部外科学講座乳腺・内分泌外科の皆様、研究を推進した静岡大学工学部電気電子工学科桑原研究室の卒業・修了生諸君、つねに研究生活の支えとなった妻の緑に感謝いたします。

2022年1月

桑原義彦

### ●カラー図面について●

本書では図表はすべてモノクロで表示している。しかし、各章で示した図表のうちモノクロではわかりづらいと思われるものは、カラーでコロナ社のウェブサイト上に掲載しており、下記の2次元コード、ならびにURLの関連資料より見ることができる。なお、ウェブサイト上でカラー図の掲載がある図表は、各図表のキャプションに\*をつけて示しているのでぜひ活用されたい。

<https://www.coronasha.co.jp/np/isbn/9784339009811/>



†1 本書に記載の会社名、製品名は、一般に各社の商標（登録商標）です。本文中ではTM、®マークは省略しています。

†2 <https://www.coronasha.co.jp/np/isbn/9784339009811/>

# 目 次

## 1. マイクロ波・ミリ波イメージング

|       |                                   |    |
|-------|-----------------------------------|----|
| 1.1   | マイクロ波・ミリ波イメージング技術の医用イメージングへの展開の期待 | 1  |
| 1.1.1 | 乳  が ん                            | 1  |
| 1.1.2 | 脳 血 管 障 害                         | 3  |
| 1.2   | マイクロ波・ミリ波イメージングと既存の医用画像装置の比較      | 4  |
| 1.3   | マイクロ波・ミリ波イメージングの概要                | 6  |
| 1.3.1 | データ取得システム (ハードウェア)                | 6  |
| 1.3.2 | 画像再構成 (ソフトウェア)                    | 7  |
| 1.4   | 研 究 の 動 向                         | 9  |
| 1.4.1 | 乳房イメージング                          | 9  |
| 1.4.2 | 頭蓋内イメージング                         | 12 |
| 1.5   | 本 書 の 構 成                         | 13 |

## 2. 生体組織の電気的特性

|       |              |    |
|-------|--------------|----|
| 2.1   | 複素誘電率        | 17 |
| 2.1.1 | デバイモデル       | 17 |
| 2.1.2 | 生体組織の誘電率と導電率 | 19 |
| 2.2   | 複素誘電率の測定     | 20 |
| 2.3   | 乳房組織の測定と分析   | 22 |
| 2.4   | 数値ファントム      | 29 |
| 2.4.1 | 公 開 情 報      | 29 |

|                                   |    |
|-----------------------------------|----|
| 2.4.2 オリジナルの乳房数値ファントムの作成          | 30 |
| コラム 1 生体から切り離れた検体の比誘電率や導電率は変化するか？ | 32 |

### 3. 生体内部での電磁界解析

|                                   |    |
|-----------------------------------|----|
| 3.1 概 論                           | 34 |
| 3.2 モーメント法                        | 36 |
| 3.2.1 定 式 化                       | 36 |
| 3.2.2 プログラム例                      | 40 |
| 3.3 電磁界解析シミュレータの活用                | 58 |
| 3.3.1 CST Studio Suite を使った散乱場の取得 | 59 |
| 3.3.2 計 算 例                       | 71 |

### 4. コンフォーカルイメージング

|                                  |     |
|----------------------------------|-----|
| 4.1 前 処 理                        | 75  |
| 4.1.1 不要信号の除去                    | 75  |
| 4.1.2 伝搬速度の推定                    | 77  |
| 4.2 DAS                          | 78  |
| 4.2.1 基本アルゴリズム                   | 78  |
| 4.2.2 改良アルゴリズム                   | 79  |
| 4.3 ビームフォーミング法                   | 81  |
| 4.3.1 MIST                       | 81  |
| 4.3.2 MAMI                       | 82  |
| 4.4 超 分 解 法                      | 84  |
| 4.5 計 算 例                        | 86  |
| 4.5.1 数値乳房ファントム                  | 87  |
| 4.5.2 シミュレーション評価                 | 91  |
| コラム 2 マルチスタティック MIST を使った画像再構成実験 | 101 |

## 5. 逆散乱問題

|                                 |     |
|---------------------------------|-----|
| 5.1 逆問題の基礎                      | 104 |
| 5.1.1 条件数                       | 105 |
| 5.1.2 逆問題の解法                    | 106 |
| 5.1.3 最適化の手法                    | 109 |
| 5.2 逆散乱問題                       | 110 |
| 5.2.1 ニュートン法に基づく方法              | 111 |
| 5.2.2 BIM / DBIM                | 116 |
| 5.2.3 計算例                       | 126 |
| 5.3 CST Studio Suite を使用した画像再構成 | 129 |
| 5.3.1 アンテナの入出力の扱い               | 129 |
| 5.3.2 画像再構成プログラム                | 131 |
| 5.3.3 実行例                       | 143 |
| 5.4 キャリブレーション                   | 146 |
| 5.5 課題                          | 147 |
| コラム 3 地中のオブジェクトのイメージング          | 149 |

## 6. 近傍界マイクロ波ホログラフィ

|                 |     |
|-----------------|-----|
| 6.1 2次元イメージング   | 158 |
| 6.1.1 反射率関数の再構成 | 158 |
| 6.1.2 Sパラメータの利用 | 160 |
| 6.2 3次元イメージング   | 161 |
| 6.3 分解能         | 165 |
| 6.4 キャリブレーション   | 169 |
| 6.5 円筒スキャン      | 170 |
| 6.6 プログラム例      | 173 |

## 7. マイクロ波イメージングシステムの実際

|       |                |     |
|-------|----------------|-----|
| 7.1   | コンフォーカルイメージング  | 184 |
| 7.1.1 | マイクロ波マンモグラフィ   | 184 |
| 7.1.2 | 臨床撮像例          | 189 |
| 7.1.3 | 所見             | 195 |
| 7.2   | マイクロ波トモグラフィ    | 196 |
| 7.3   | 近傍界マイクロ波ホログラフィ | 198 |
| 7.3.1 | 測定システム         | 198 |
| 7.3.2 | 測定             | 200 |

## 8. 今後の展望

### 付 録

|       |                            |     |
|-------|----------------------------|-----|
| A.1   | FDTD法：1次元モデルによる周波数依存性媒質の評価 | 206 |
| A.1.1 | 1次元モデル                     | 206 |
| A.1.2 | 分散性媒質の扱い                   | 209 |
| A.1.3 | プログラミング                    | 211 |
| A.1.4 | 計算例                        | 215 |
| A.2   | アンサンブル経験的モード分解             | 217 |
| A.2.1 | EMDの手順                     | 217 |
| A.2.2 | EEMDの手順                    | 218 |
| A.2.3 | EEMDを用いた不要信号除去             | 218 |
| A.3   | 独立成分分析                     | 220 |
| A.4   | MUSIC法による平均誘電率推定           | 224 |

## 引用・参考文献

|    |     |
|----|-----|
| 索引 | 240 |
|----|-----|



成する**ひずみボルン近似**を用いた方法<sup>6)</sup>を説明する。

### 5.2.1 ニュートン法に基づく方法

〔1〕 **定式化** 電界  $e_i$  を伴う入射場が、複素誘電率  $\epsilon^*(\mathbf{r})$  と任意の形状を持つ3次元のオブジェクト  $D_{\text{obj}}$  を照らす状況を図5.1に示す。オブジェクトは複素誘電率  $\epsilon_i^*$  の背景  $D_l$  に囲まれている。オブジェクトは異なる  $N_p$  の方向から入射場にさらされる。オブジェクトの周りにおかれた  $M$  点の位置で散乱界  $\Psi_v$  の  $x, y, z$  方向の成分を収集する。

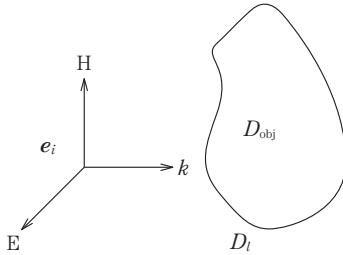


図5.1 3次元オブジェクトモデル

場の時間の変化を  $\exp(-j\omega t)$  で考えると、観測点での総合界はつぎの積分方程式を満足する。

$$e_v(\mathbf{r}) = e_v^i(\mathbf{r}) + \int_{D_{\text{obj}}} \hat{G}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') s(\mathbf{r}') e_v(\mathbf{r}') d\mathbf{r}' \quad (5.36)$$

$\hat{G}(\mathbf{r}, \mathbf{r}')$  はテンソルグリーン関数で

$$\hat{G}(\mathbf{r}, \mathbf{r}') = \left( \mathbf{I} + \frac{1}{k_l^2} \nabla \nabla \cdot \right) \frac{e^{jk_l |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|}}{4\pi |\mathbf{r} - \mathbf{r}'|} \quad (5.37)$$

で表される。 $s(\mathbf{r})$  は未知のオブジェクトと背景の間のコントラストで

$$s(\mathbf{r}) = k_{\text{obj}}^2(\mathbf{r}) - k_l^2 \quad (5.38)$$

で表される。ここで

$$k_{\text{obj}}^2(\mathbf{r}) = \omega^2 \mu_0 \epsilon^*(\mathbf{r}), \quad k_l^2 = \omega^2 \mu_0 \epsilon_l^* \quad (5.39)$$

で定義される。一般に、未知のコントラスト  $s(\mathbf{r})$  と観測した散乱界は非線形の関係を持つ。その解法としてニュートン法から誘導した**繰返し修正法**<sup>4)</sup>が提案されている。モーメント法の使用により式(5.36)を行列形式に置き換えること

ができる。パルス基底関数とポイントマッチングを使用してオブジェクトは  $N$  個のボクセルに分割できるとする。ボクセル内の電界と複素誘電率は一定と仮定する。観測する  $M$  点での散乱界と  $N$  個のボクセルの総合界の関係は

$$\Psi_v(\mathbf{r}_m) = \sum_{j=1}^N \hat{G}(\mathbf{r}_m, \mathbf{r}_j) S(\mathbf{r}_j) \mathbf{e}_v(\mathbf{r}_j), \quad m = 1, \dots, M \quad (5.40)$$

と表される。 $N$  個のボクセルの総合界はつぎの連立方程式の解である。

$$\mathbf{e}_v^i(\mathbf{r}_n) = \sum_{j=1}^N [\hat{\delta}_{nj} - \hat{G}(\mathbf{r}_n, \mathbf{r}_j) S(\mathbf{r}_j)] \mathbf{e}_v(\mathbf{r}_j), \quad n = 1, \dots, N \quad (5.41)$$

式 (5.40) と式 (5.41) の関係を、行列でつぎのように表す。

$$\Psi_v = \mathbf{K} \mathbf{S} \mathbf{e}_v \quad (5.42)$$

$$\mathbf{e}_v^i = [\mathbf{I} - \mathbf{G} \mathbf{S}] \mathbf{e}_v \quad (5.43)$$

ここで

$\Psi_v$  :  $3M$  行 1 列のベクトル

$\mathbf{K}$  :  $3M$  行  $3N$  列の行列

$\mathbf{S}$  :  $3N$  行  $3N$  列の対角行列, その要素は,  $N$  個のボクセルのコントラストを 3 回繰り返したもの

$\mathbf{G}$  :  $3N$  行  $3N$  列の行列

$\mathbf{e}_v, \mathbf{e}_v^i$  :  $3N$  行 1 列のベクトル

である。式 (5.42) で場のわずかな変化を考えると

$$\Delta \Psi_v = \mathbf{K} \Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) \quad (5.44)$$

となる。式 (5.43) を変形すると

$$\mathbf{e}_v^i = \mathbf{e}_v - \mathbf{G} \mathbf{S} \mathbf{e}_v \quad (5.45)$$

$$\mathbf{e}_v = \mathbf{G} \mathbf{S} \mathbf{e}_v + \mathbf{e}_v^i \quad (5.46)$$

$$\Delta \mathbf{e}_v = \mathbf{G} \Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) \quad (5.47)$$

となる。部分微分法を適用すると

$$\Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) = \Delta \mathbf{S} \mathbf{e}_v + \mathbf{S} \Delta \mathbf{e}_v \quad (5.48)$$

となるため、式 (5.47) を式 (5.48) に代入するとつぎのようになる。

$$\Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) = \Delta \mathbf{S} \mathbf{e}_v + \mathbf{S} \mathbf{G} \Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v)$$

$$(\mathbf{I} - \mathbf{S} \mathbf{G}) \Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) = \Delta \mathbf{S} \mathbf{e}_v$$

$$\Delta(\mathbf{S} \mathbf{e}_v) = (\mathbf{I} - \mathbf{S} \mathbf{G})^{-1} \Delta \mathbf{S} \mathbf{e}_v \quad (5.49)$$

要素が  $e_v$  の対角行列  $E_v$ ,  $N$ 行  $N$ 列の単位行列を三つ並べて  $3N$ 行  $N$ 列とした行列  $T$ , コントラストの差分  $\Delta s$  を用いると, 式 (5.49) は

$$\Delta(\mathbf{S}e_v) = (\mathbf{I} - \mathbf{S}\mathbf{G})^{-1} \mathbf{E}_v \mathbf{T} \Delta s \quad (5.50)$$

となり, 式 (5.50) を式 (5.44) に代入すれば

$$\Delta \Psi_v = \mathbf{K}(\mathbf{I} - \mathbf{S}\mathbf{G})^{-1} \mathbf{E}_v \mathbf{T} \Delta s \quad (5.51)$$

となる。送信位置を変えて  $\Delta \Psi_v$  を収集し, つぎの線形連立方程式を立てる。

$$\Delta \Psi = \mathbf{D} \Delta s \quad (5.52)$$

ここで

$\mathbf{D}$  :  $3N_v M$ 行  $N$ 列の行列

$\Delta \Psi$  :  $3N_v M$ 行 1列のベクトル

であり, 差分  $\Delta s$  はつぎの式で求められる。

$$\Delta s_k = [\mathbf{D}^* \mathbf{D}]^{-1} \mathbf{D}^* \Delta \Psi_k \quad (5.53)$$

この方法を繰り返すことで, 逆散乱問題固有の非線形性は一連の線形問題に置き換えられる。最初に  $s_0$  を定め, 式 (5.42) で求められる散乱界と観測した散乱界の差が最小になるよう  $s_k$  を定める。その手順はつぎのとおりである。

- ① 式 (5.43) からオブジェクト内の総合界  $e_v$  を求める。
- ② 式 (5.42) から観測される散乱界  $\Psi_k$  を推定する。
- ③ ② の散乱界と測定した散乱界の差  $\Delta \Psi$  を求める。
- ④ 式 (5.53) を解いて  $\Delta s$  を求める。
- ⑤  $s_{k+1} = s_k + \Delta s$  を用いてコントラストを更新する。
- ⑥  $\Delta \Psi$  が定められた値以下になるまで ① に戻る。

逆散乱問題は悪条件問題であることが多いので Tikhonov の正則化を使用すると<sup>4)</sup>

$$\Delta s_k = [\mathbf{D}^* \mathbf{D} + g \mathbf{I}]^{-1} \mathbf{D}^* \Delta \Psi_k \quad (5.54)$$

となる。5.1 節で述べたように悪条件問題では  $\Psi$  のわずかな誤差が, 非物理的な解を生成する。逆問題の数値的な不安定性は行列  $\mathbf{D}^* \mathbf{D}$  の条件数に関係している。条件数を減らすためには, 測定ノイズに影響される高い空間周波数を除く必要がある。一方で, 強い正則化は有効な成分を失わせ, 空間分解能を低下させる。したがって, 解の安定性と精度を両立させる必要がある。文献5) で

は正則化係数を以下のように定めている。

$$g = [\alpha] \left[ \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \mathbf{D}^* \mathbf{D}(i, i) \right] [\text{err}_\psi]^2 \quad (5.55)$$

この式には

- $g$  の大きさを表すパラメータ  $\alpha$  : 収束状況により経験的に決定する
- 高い固有値と低い固有値間のギャップを埋め、条件数を改善する  $\mathbf{D}^* \mathbf{D}$  のトレース
- $g$  の重みを減らすため散乱界の平均 2 乗誤差  $\text{err}_\psi$

が含まれている。

〔2〕 プ ロ グ ラ ム      フォルダ '5\_2' にはつぎの五つの m ファイルがある (表 5.1)。

表 5.1      フォルダ '5\_2'

| ファイル名           | 内 容             |
|-----------------|-----------------|
| mom_inv         | ニュートン法に基づく画像再構成 |
| mom_inv_no_gpu  | 同上 : GPU 未使用    |
| dbim_mom        | DBIM* に基づく画像再構成 |
| dbim_mom_no_gpu | 同上 : GPU 未使用    |
| ug              | 地中内のオブジェクトの再構成  |

\* 繰返しひずみボルン近似

最初にプログラム 'mom\_inv' を用いて、3.3.2 項の順解析プログラムを活用し、数値乳房ファントムの比誘電率と導電率分布を再構成するプログラムを紹介する。使用する変数の定義は 3.2.2 項と同じである。本プログラムでは使用する周波数は一つのため、149~279 行目のように、グリーン関数の計算は主プログラムで行っている。また、ボクセルの数を大きくするとグリーン関数の計算に時間を要する。そのため、20 行目の  $kg$  を 1 にした場合はグリーン関数を計算し、その結果を 'green\_func\_nc2G' ファイルに記録しておく。 $kg$  を 0 にすると 'green\_func\_nc2G' ファイルから計算した値を読み出す。

以下にニュートン法に基づく画像再構成について、プログラムの主要部分を取り出して説明する。

プログラム 'mom\_inv' の 347 行目の tau はコントラストで、撮像領域に設定した複素比誘電率のコントラストは  $7 - \text{er}(1)$  に初期化している。仮定したコントラスト分布で、354 行目において撮像領域の総合界を計算したのち、358 行目で実際の観測電界と現在のコントラスト分布で得られる観測電界の差  $dE$  を求める。360~366 行目で式 (5.52) の連立方程式を立て、367、368 行目で式 (5.55) の正規化係数  $g$  を計算したのち、377 行目において式 (5.54) でコントラスト分布の更新量  $ds$  を求める。380~399 行目で  $ds$  を使ってコントラストを更新するが、比誘電率や導電率が実際にはとりえない値になったときに、上限または下限に設定し、さらに乳房組織の導電率と比誘電率が線形関係にあることを利用し、導電率を比誘電率に基づいて修正をしている。

**mom\_inv.m**

```

345 %% 画像再構成
346 cc=[];ccf=[];ccn=[];
347 tau=(0+j*w*eo*(7-er(1)))*ones(1,N);
348 erm=norm(tau-taur);
349 T=diag([tau tau tau]);
350 for i=1:N_iter
351     GGg=gpuArray(G);
352     E_ig=gpuArray(E_i);
353     Tg=gpuArray(T);
354     Eg=-(GGg*Tg-eye(3*N,3*N))^-1*E_ig;
355     E=gather(Eg);
356     %E=-(G*T-eye(3*N))^-1*E_i;
357     Erit=reshape(KB*T*E,NR*NR,1);
358     dE=Erit-Em;
359     Ec=E;
360     inSG=(eye(3*N)-T*G)^-1;
361     D=[];PH=[];dPH=[];
362     for l=1:NR
363         D=[D;KB*inSG*diag(Ec(3*N*(l-1)+1:3*N*l))];
364         PH=[PH;Erit(NR*(l-1)+1:NR*l)];
365         dPH=[dPH;dE(NR*(l-1)+1:NR*l)];

```

# 索引

|              |     |             |     |             |     |
|--------------|-----|-------------|-----|-------------|-----|
| <b>【あ】</b>   |     | <b>【き】</b>  |     | <b>【さ】</b>  |     |
| 悪条件問題        | 8   | 機械走査        | 8   | 最急降下法       | 109 |
| アスピレータ       | 185 | 逆問題         | 104 | サブアレー       | 84  |
| アーチファクト      | 4   | キャリブレーション   | 146 | 散乱界         | 36  |
| アンサンブル経験的モード |     | キャリブレーション   |     | 散乱行列        | 129 |
| 分解           | 217 | オブジェクト      | 169 |             |     |
| アンテナ切替え機     | 101 | 共役勾配法       | 110 | <b>【し】</b>  |     |
| アンテナスイッチ     | 185 |             |     | 時間領域解析      | 34  |
| <b>【い】</b>   |     | <b>【く】</b>  |     | 磁気ナノパーティクル  | 10  |
| 位相定数         | 17  | 空間周波数       | 160 | 自動ステージ      | 199 |
| 移動平均         | 225 | 空間相関行列      | 84  | 支配方程式       | 8   |
| インピーダンス整合    | 5   | クーラント条件     | 207 | 時分割受信       | 6   |
| <b>【う】</b>   |     | 繰返し修正法      | 111 | 自由空間        | 36  |
| ヴィジュアルディアンテナ | 12  | 繰返しひずみボルン近似 | 117 | 充実型         | 24  |
| <b>【え】</b>   |     | 繰返しボルン近似    | 117 | 周波数掃引信号     | 81  |
| 壊死           | 24  | クロスレンジ解像度   | 160 | 周波数領域解析     | 34  |
| エバネッセント波     | 166 | <b>【け】</b>  |     | 周辺エントロピー    | 221 |
| エリアシング       | 172 | 経験的モード分解    | 217 | 主成分分析       | 10  |
| エントロピー       | 220 | 減衰定数        | 17  | 主値          | 37  |
| <b>【お】</b>   |     | <b>【こ】</b>  |     | 循環畳込み       | 172 |
| 折畳み疑似自己補対    | 40  | 硬性型         | 23  | 順問題         | 104 |
| 音響インピーダンス    | 203 | 高濃度乳腺       | 2   | 条件数         | 106 |
| <b>【か】</b>   |     | 後方散乱        | 161 | 信号相関行列      | 225 |
| 回転減算法        | 77  | 固有値         | 107 | 浸潤性乳管がん     | 23  |
| 回路モデル        | 129 | 固有モード関数     | 217 | シンプレックス法    | 18  |
|              |     | 混合行列        | 220 | <b>【す】</b>  |     |
|              |     | コントラスト      | 4   | スタックパッチアンテナ | 185 |
|              |     | コントラスト関数    | 222 | スペクトルノルム    | 105 |
|              |     |             |     | <b>【せ】</b>  |     |
|              |     |             |     | 正規化モジュラス    | 164 |

|            |          |             |     |             |       |
|------------|----------|-------------|-----|-------------|-------|
| 整合液        | 5        | 特殊型         | 25  | 並列処理        | 40    |
| 正則化係数      | 114      | 独立成分分析      | 77  | ベクトルネットワーク  |       |
| 石灰化        | 24       |             |     | アナライザ       | 6     |
| 繊維腺腫       | 23       | <b>【に】</b>  |     | <b>【ほ】</b>  |       |
| 線形予測法      | 77       | 入射界         | 37  | ポイントマッチング   | 112   |
| 前方散乱       | 161      | ニュートン法      | 83  | 方向ベクトル      | 109   |
| <b>【そ】</b> |          | <b>【ね】</b>  |     | ボクセル        | 8     |
| 双共役勾配安定化法  | 123      | ネゲントロピー     | 221 | ボルン近似       | 8, 15 |
| 総合界        | 36       | <b>【の】</b>  |     | <b>【ま】</b>  |       |
| 挿入損失       | 187      | ノイズアシスト信号解析 | 217 | マクスウェルの方程式  | 206   |
| 相反定理       | 120, 139 |             |     | マッピング       | 181   |
| 素子間の電磁結合   | 5        | <b>【は】</b>  |     | マルチスタティック   | 79    |
| <b>【た】</b> |          | 白色化         | 221 | <b>【め】</b>  |       |
| 対称減算法      | 77       | パラメトリックモデル  | 118 | メディアンフィルタ   | 200   |
| 多重伝搬       | 75       | パルス基底関数     | 112 | <b>【も】</b>  |       |
| <b>【ち】</b> |          | 反射率関数       | 159 | モード混合       | 217   |
| 中心化        | 221      | <b>【ひ】</b>  |     | モードベクトル     | 225   |
| 超分解手法      | 77       | ひずみボルン近似    | 111 | モノスタティックレーダ | 79    |
| <b>【て】</b> |          | 品質係数        | 80  | モーメント法      | 36    |
| 適切化        | 106      | <b>【ふ】</b>  |     | <b>【ゆ】</b>  |       |
| デバイモデル     | 18       | ファントム       | 12  | 有限要素法       | 35    |
| 電圧定在波比     | 101      | フィッティング     | 81  | ユークリッドノルム   | 105   |
| テンソルグリーン関数 | 36       | 複素誘電率       | 18  | <b>【ら】</b>  |       |
| 点波源        | 40       | フーリエ変換      | 7   | ラグランジェの未定定数 |       |
| 伝搬係数       | 159      | フルランク       | 107 |             | 222   |
| 点広がり関数     | 158      | プローブ法       | 20  | ランク数        | 107   |
| <b>【と】</b> |          | 分解能         | 5   | <b>【り】</b>  |       |
| 等価電流密度     | 36       | 分散性         | 18  | 粒子群最適化      | 77    |
| 同時エントロピー   | 221      | 分離行列        | 220 | 良性腫瘍        | 24    |
| 到着時間推定     | 77       | <b>【へ】</b>  |     |             |       |
| 特異値        | 107      | 平均減算法       | 77  |             |       |
| 特異値分解法     | 107      |             |     |             |       |



|                  |    |                            |     |                 |     |
|------------------|----|----------------------------|-----|-----------------|-----|
| <b>[A]</b>       |    | <b>[G]</b>                 |     | <b>[T]</b>      |     |
| Ansys HFSS       | 59 | GPU                        | 41  | Tikhonov の正則化   | 108 |
| <b>[B]</b>       |    | <b>[I]</b>                 |     | Time Reverse 行列 | 85  |
| BMP 形式           | 30 | Improved DAS               | 80  | TR-MUSIC        | 10  |
| <b>[C]</b>       |    | <b>[K]</b>                 |     | <b>[U]</b>      |     |
| Capon 法          | 82 | KL 情報量                     | 220 | UWB             | 18  |
| CST Studio Suite | 58 | <b>[M]</b>                 |     | <b>[X]</b>      |     |
| <b>[D]</b>       |    | Moore-Penrose の<br>一般逆行列   | 108 | XFDTD           | 59  |
| DAS              | 78 | <b>[P]</b>                 |     | <b>[Z]</b>      |     |
| DDA              | 11 | Parallel Computing Toolbox | 40  | Z 行列            | 129 |
| DICOM            | 30 | parfor                     | 49  | <b>[数字]</b>     |     |
| <b>[F]</b>       |    | <b>[S]</b>                 |     | 2 重像            | 96  |
| FDTD 法           | 35 | S パラメータ                    | 129 |                 |     |
| Femtet           | 59 |                            |     |                 |     |



— 著者略歴 —

1978年 慶應義塾大学工学部電気工学科卒業  
1978年 日本電気株式会社勤務  
1995年 博士(工学)(埼玉大学)  
1999年 静岡大学助教授  
2005年 静岡大学教授  
2021年 静岡大学名誉教授  
2021年 愛知医科大学客員教授  
現在に至る

## 電磁波による生体内イメージング

— 原理から MATLAB を用いた数値解析まで —

*in vivo* Imaging by Radio Wave

— Principles, MATLAB Programming for Numerical Analysis —

© Yoshihiko Kuwahara 2022

2022年3月8日 初版第1刷発行



検印省略

|     |            |
|-----|------------|
| 著者  | くわはら よしひこ  |
| 発行者 | 株式会社 コロナ社  |
| 代表者 | 牛来真也       |
| 印刷所 | 新日本印刷株式会社  |
| 製本所 | 有限会社 愛千製本所 |

112-0011 東京都文京区千石 4-46-10

発行所 株式会社 コロナ社

CORONA PUBLISHING CO., LTD.

Tokyo Japan

振替00140-8-14844・電話(03)3941-3131(代)

ホームページ <https://www.coronasha.co.jp>

ISBN 978-4-339-00981-1 C3055 Printed in Japan

(森)



＜出版者著作権管理機構 委託出版物＞

本書の無断複製は著作権法上での例外を除き禁じられています。複製される場合は、そのつど事前に、出版者著作権管理機構(電話 03-5244-5088, FAX 03-5244-5089, e-mail: info@jcopy.or.jp)の許諾を得てください。

本書のコピー、スキャン、デジタル化等の無断複製・転載は著作権法上での例外を除き禁じられています。購入者以外の第三者による本書の電子データ化及び電子書籍化は、いかなる場合も認めていません。落丁・乱丁はお取替えいたします。