

対称分散仮説検定と深層学習の融合によるマイクロ波乳がん組織検出

代表研究者

宋 航

広島大学 半導体産業技術研究所 准教授

1 はじめに

現在、乳がん検出にはX線マンモグラフィが広く用いられているが、放射線被曝の観点から一定期間に受けられる検査回数に制限がある。また、被曝量を抑えるために乳房を圧迫して薄く伸ばす必要があり、その際の痛みも問題となっている。近年、乳がん組織が正常組織と異なる誘電特性を示すことが明らかになっている（図1）[1]。このことを利用した非侵襲・非放射線のマイクロ波イメージングを医用画像診断へ応用する研究が国内外で活発に進められている。現在、共焦点イメージングを用いた乳がん検出システムは、実際の摘出乳房を用いての臨床実験が行われた[2]。しかし、実際の乳房に共焦点イメージングアルゴリズムを適用した際のターゲットの推定位置と実際のターゲットの位置の誤差、共焦点イメージング画像のノイズ成分がある。イメージングの際に、乳房内部を均一と見なして、有効誘電率を調整して先述の問題（位置推定の誤差および画像ノイズ）の解決を試みたが、誘電率の調整だけでは不十分である。乳房内部の構造が不均一で複雑であるため、検出精度を上げるには、イメージング時に内部構造を考慮した誘電率の設定が必要と考えられるが、有効誘電率の設定と内部組織の分布との関係はまだ明らかにされていない。そこで、本研究では、乳房内の誘電率分布が共焦点イメージング画像に及ぼす影響の評価、乳房内部の誘電率分布を考慮した共焦点イメージングアルゴリズムを提案する。

また、共焦点イメージングアルゴリズムでは、乳がんの有無にかかわらず画像中で輝度が最大となる点を検出してしまうという課題がある。そのため、画像上の高輝度領域が得られたとしても、それが真に腫瘍の存在を示すものかどうかを判別する点では十分とはいえない。さらに、実際の乳房内部構造を詳細に把握することは、解剖学的観察でも行わない限り現実的には困難であるため、腫瘍の位置推定だけでなく、そもそも腫瘍が存在するか否かを判別することは重要な課題である。そこで本研究では、マイクロ波計測によって得られるアンテナ間の受信信号に着目し、その信号から乳がん腫瘍の有無を判別する可能性について検討する。具体的には、腫瘍ありの場合と腫瘍なしの場合の信号群をシミュレーションにより取得し、仮説検定を用いて両者の間にどの程度有意な差が認められるかを評価する。これにより、マイクロ波受信信号を用いた乳がん腫瘍有無判別の基礎的可能性を明らかにする。

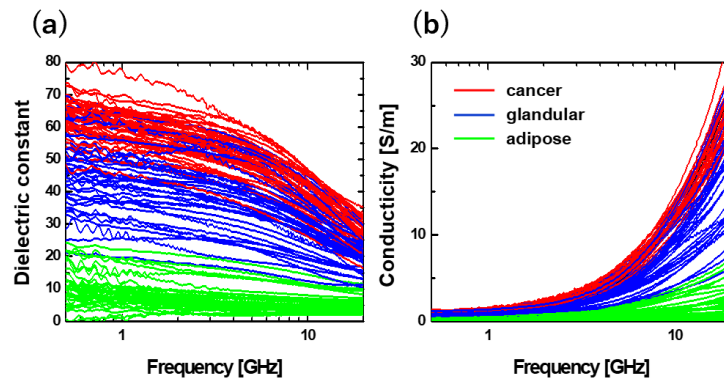


図1 乳房組織の周波数特性 (a) 誘電率 (b) 導電率 [1]

2 共焦点イメージングアルゴリズム

共焦点イメージングの基本原理を図2に示す。検出時には、送信アンテナ(Tx)から出た入力パルスがターゲットで反射される。その後、受信アンテナ(Rx)が反射された信号を受け取る。受信信号から反射の遅延時間を求めることで、伝播経路の長さを算出することが可能となる。送信アンテナ(Tx)と受信アンテナ(Rx)の位置は既知であるため、ターゲットの存在する位置は図2の(b)のように楕円として描くことが出来る。図2の

(c)のように各送受信アンテナから得られた楕円軌道を集約することで、もっとも楕円が重なる位置がターゲットの位置と推定される。

共焦点イメージングアルゴリズムによる乳房画像再構成の手法を以下に示す。乳房内部をイメージング領域として定義する。乳房内の任意の焦点位置 r に対し、あるチャンネルに対応する伝播経路長は次式で求められる。

$$L(r) = |r_{Tx} - r| + |r_{Rx} - r| \quad (1)$$

ここで、 r_{Tx} と r_{Rx} は送信アンテナおよび受信アンテナの位置である。

次に焦点位置からの反射の遅延時間は次式で求められる。

$$\tau(r) = \frac{L(r) \cdot \sqrt{\epsilon_r}}{c} \quad (2)$$

ここで、 c は光速、 $\sqrt{\epsilon_r}$ は乳房内部の有効誘電率である。最後に、焦点位置の強度 $I(r)$ は、全チャンネル、全回転角度からの寄与を加算することで求めることが出来る。

$$I(r) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N s_{ij}(\tau(r)) \quad (3)$$

ここで、 s_{ij} は i 番目の送信アンテナと j 番目の受信アンテナから得られる受信信号である。イメージング領域内のすべての焦点位置について強度を計算することで、反射の強度分布が得られる。得られた画像において、最大ピークは強い散乱体を示すと考えられ、これによりターゲット位置の推定が可能である。

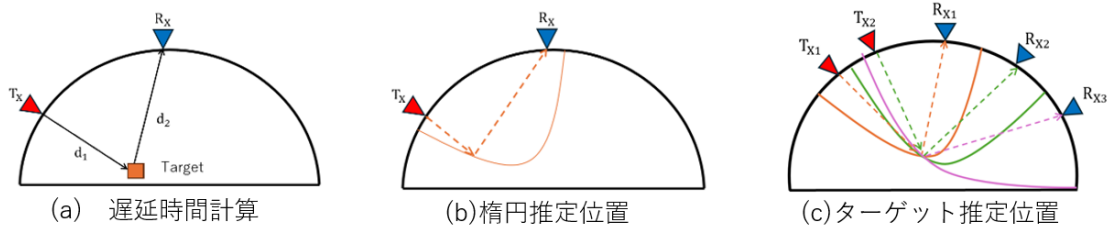


図2 共焦点イメージングによる位置推定

3 誘電率分布を考慮した共焦点イメージング

既存手法では、乳房内の焦点位置 r とアンテナ間の有効誘電率を均一と仮定して遅延時間を計算する。有効誘電率とは、複数の異なる誘電体が混在する領域を、一つの均質な媒質として近似するための代表的な誘電率である。この値を適切に設定することで、電磁波の伝播速度や反射特性が現実になつき、画像の解像度や検出精度が向上する。この有効誘電率の設定が適切でない場合、ターゲットの推定を行うことが難しい。図3、図4に有効誘電率の設定と位置推定の関係を示す。

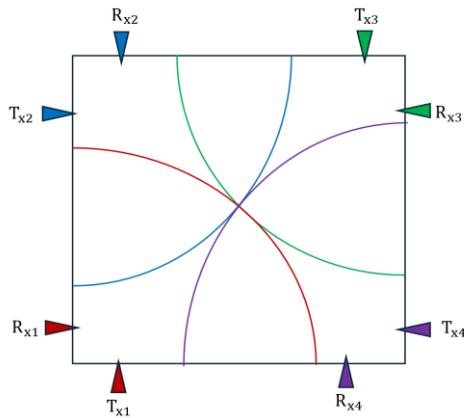


図3 有効誘電率の適切な調整による位置推定

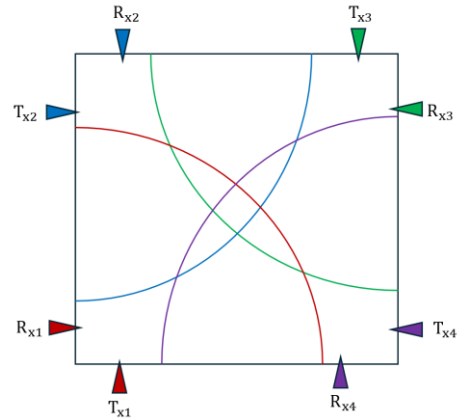


図4 有効誘電率の不適切な調整による位置推定

図3では、有効誘電率(ϵ_{r1})の設定が適切な場合の共焦点イメージングの原理を示している。図3において、 T_x , R_x を4組設定する。各組より得られた最大値が楕円として示される。ここで式(3)より、誘電率の値によって、楕円の位置が変化することが分かる。最適な誘電率を設定することで、各アンテナに対応する楕円が反射体の位置に重なり、正確な位置推定が可能となる。

一方、図4では、有効誘電率(ϵ_{r2})の設定が不適切な場合の共焦点イメージングの原理を示している。図4においても同様に、 T_x , R_x を4組設定する。各組より得られた最大値が楕円として示される。この際に誘電率の設定が適切でない場合、各アンテナ組に対応する楕円が反射体の位置でうまく交わらず、多数の箇所でお互いに交わるので、位置推定を正しく行うことは難しい。

既存の共焦点イメージングアルゴリズムでは、乳房内の焦点位置 r とアンテナ間の誘電率を均一と仮定して遅延時間を計算する。しかし、実際の乳房内部は誘電率分布が不均一かつ複雑な乳腺構造を有するため、位置推定が困難になる場合がある。そこで、本研究では乳房内部の誘電率分布が既知であると仮定し、ターゲットとアンテナを結ぶ直線上の誘電率分布を考慮して遅延時間を算出する手法を提案した。これにより、既存手法と提案手法を比較し、乳がん検出精度への影響を評価する。

提案手法では、内部組織構造を考慮して伝搬距離に各区間の誘電率の平方根をかけて、遅延時間の計算を行う。

$$\tau(r) = \sum_{k=1}^N \frac{\Delta L(k) \cdot \sqrt{\epsilon_{r(k)}}}{c} \quad (4)$$

ここで、 c は光速、 $\sqrt{\epsilon_{r(k)}}$ は数値乳房モデル内部において、アンテナから焦点位置までの直線が通る k 番目のピクセルの誘電率である。 $\Delta L(k)$ は焦点位置とアンテナ間を結んだ際の直線が通る k 番目のピクセル内の距離である。以下に、イメージ図を示す。

L_1 , ϵ_{r1} は、図5の拡大図におけるアンテナから焦点位置までの伝搬経路の1ピクセル目に対応する。この時の遅延時間は、 $\frac{\Delta L(1) \cdot \sqrt{\epsilon_{r(1)}}}{c}$ 、アンテナから焦点位置までの伝搬経路の2ピクセル目の遅延時間は、 $\frac{\Delta L(2) \cdot \sqrt{\epsilon_{r(2)}}}{c}$ と表せる。同様に、アンテナから焦点位置までの伝搬経路のピクセルごとの遅延時間を計算し、各ピクセルの遅延時間を合計することで、全体の遅延時間が求まる。

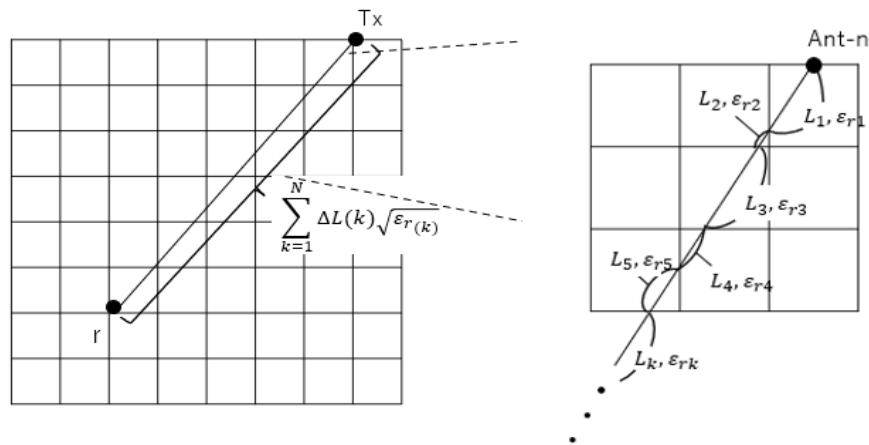


図5 アンテナ・焦点位置間の伝搬距離計算

4 シミュレーション実験

4-1 数値乳房モデルの生成方針

世界的に乳腺密度は四つに分類され、乳腺構成の最も高い分類を高濃度とし、上位から二番目の分類を不

均一高濃度，残りの二つの乳房構成として，脂肪性・乳腺散在の分類がある．日本では，高濃度と不均一高濃度の分類が多くなっている[3]．今回は上記を参考にし，数値乳房モデルは，全体的に乳腺量が少ないもの，腫瘍が乳腺と脂肪の境界付近に存在するもの，腫瘍が乳腺の中心付近に存在するような乳腺構造を生成した．図 6 に，4 つの数値乳房モデルを示す．

Model A の数値乳房モデルの生成方法について以下に示す．($n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5\text{mm}$) 上に，中心座標が (200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成し，腫瘍は半径 3 mm の円とする．ターゲット位置を (57.5 mm, 70 mm) に設定した．非現実的な乳腺構造である中心座標 (57.5 mm, 70 mm)，半径20 mm の円を挿入する．この際の乳腺構造の誘電率は 35 である．

Model B の数値乳房モデルの生成方法について以下に示す．($n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5\text{ mm}$) 上に，中心座標が (200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成し，腫瘍は半径 3 mm の円とする．ターゲット位置を (57.5 mm, 70 mm) に設定した．非現実的な乳腺構造である中心座標 (75 mm, 75 mm)，半径25 mm の円，中心座標 (100 mm, 75 mm)，半径25mm の円を挿入する．この際の乳腺構造の誘電率は 22 である．

Model C の数値乳房モデルの生成方法について以下に示す．($n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5\text{ mm}$) 上に，中心座標が(200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成し，腫瘍は半径 3 mm の円とする．ターゲット位置を (57.5 mm, 70 mm) に設定した．非現実的な乳腺構造である中心座標 (57.5 mm, 70 mm)，半径20 mm の円，中心座標 (70 mm, 70 mm)，半径20 mm の円，中心座標 (70 mm, 90 mm)，半径20 mm の円を挿入する．この際の乳腺構造の誘電率は 22 である．

Model D の数値乳房モデルの生成方法について以下に示す．($n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5\text{ mm}$) 上に，中心座標が (200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成し，腫瘍は半径 3 mm の円とする．ターゲット位置を (57.5 mm, 70 mm) に設定した．非現実的な乳腺構造である中心座標 (75 mm, 50 mm)，半径10 mm の円，中心座標 (50 mm, 80 mm)，半径10 mm の円，中心座標 (75 mm, 125 mm)，半径30 mm の円，中心座標 (100 mm, 100 mm)，半径30 mm の円，中心座標 (112.5 mm, 75 mm)，半径30 mm の円を挿入する．この際の乳腺構造の誘電率は 22 である．

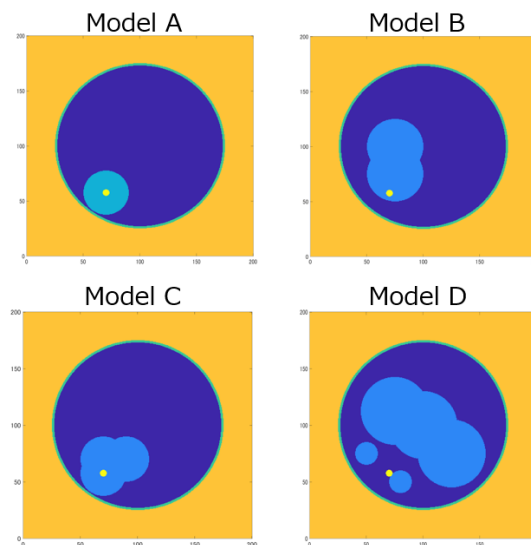


図 6 生成した数値乳房モデル

4-2 現実的な乳腺構造を持つ数値乳房モデル

現実的な乳腺構造での提案手法の評価も必要となる．乳腺構造に関して，Wisconsin 大学が提供する 3D 乳房モデル[4]を読み込み，2 次元断面を抽出し，格子状に作成したモデルに読み込むことで，現実的な乳腺構造を持った数値乳房モデルを生成する．乳房モデルのタイプは大きく脂肪性，乳腺散在性，不均一高密度，高密度の 4 つに分類される．本研究では，脂肪性のものを 2 個，乳腺散在性のものを 3 個，不均一高密度のものを 3 個，高密度のものを 1 個用意し，シミュレーションを行った．

($n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5\text{ mm}$) 上に，中心座標が(200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成し，Wisconsin 大学が提供する 3D 乳房モデルの 2 次元断面を読み込む．

誘電率・導電率を割り当て、腫瘍は半径 3 mm の円で表現している．ターゲット位置を(125 mm, 100 mm) に設定した．図 7 に Wisconsin 大学が提供する 3D 乳房モデルに対応する MRI 画像，図 8 に現実的な乳腺構造を挿入した断面図の誘電率分布を示す．

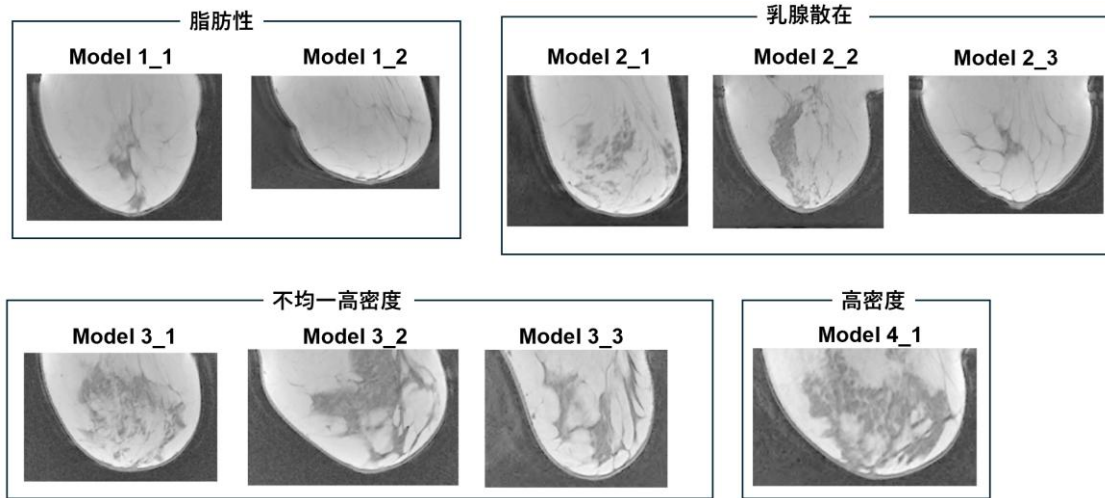


図 7 Wisconsin 大学が提供する 3D 乳房モデルに対応する MRI 画像 [4]

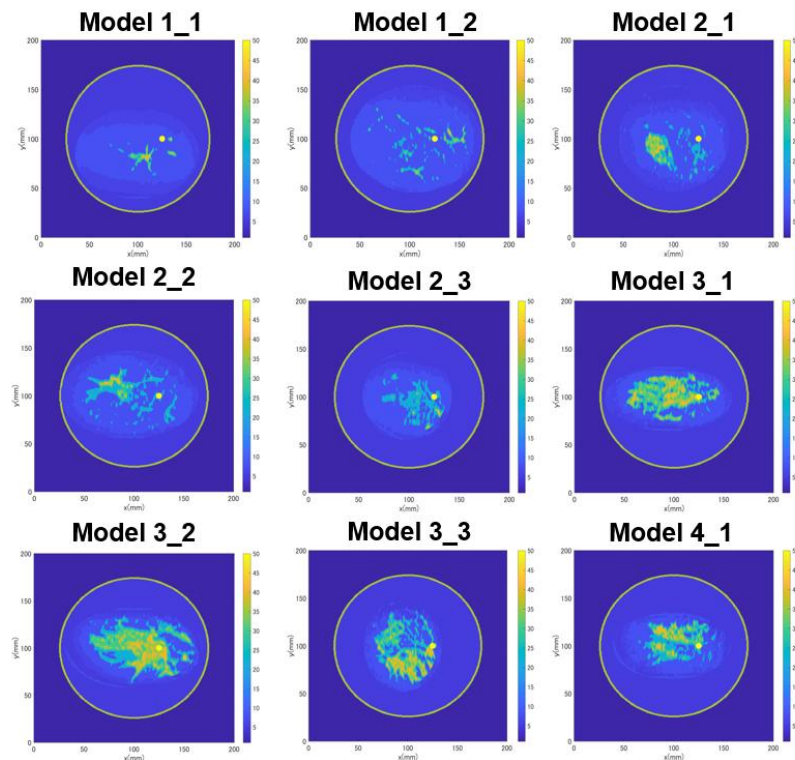


図 8 現実的な乳腺構造を持つ数値乳房モデル

4-3 シミュレーション構成

シミュレーションでは， $(n_x = 400, n_y = 400, d_x = d_y = 0.5 \text{ mm})$ 上に，中心座標が(200,200)，半径が75 mm である円形を基に格子化した 2 次元数値乳房モデルを作成する．アンテナの配置位置は円形の乳房モデルの外側 8 mm に 24 個， 360° 方向に等間隔で配置される．角度ステップは 15° とする．1つのアンテナが送信アンテナ(T_x)としたとき，残り 23 個のアンテナは受信アンテナ(R_x)として設定する(図 9)．

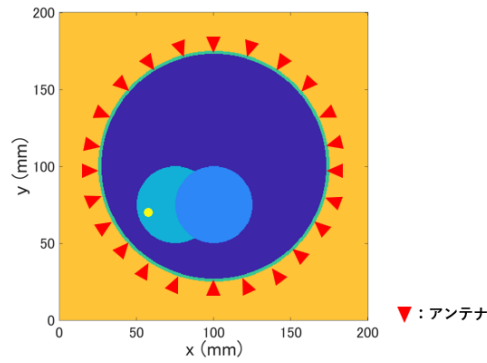


図9 数値乳房モデルとアンテナ位置

5 実験結果

5-1 生成モデルにおける提案手法の評価

図6に示した生成モデルに関して、既存手法、提案手法を適用し評価を行った。以下に、既存手法、提案手法を用いた共焦点イメージングの結果を示す。

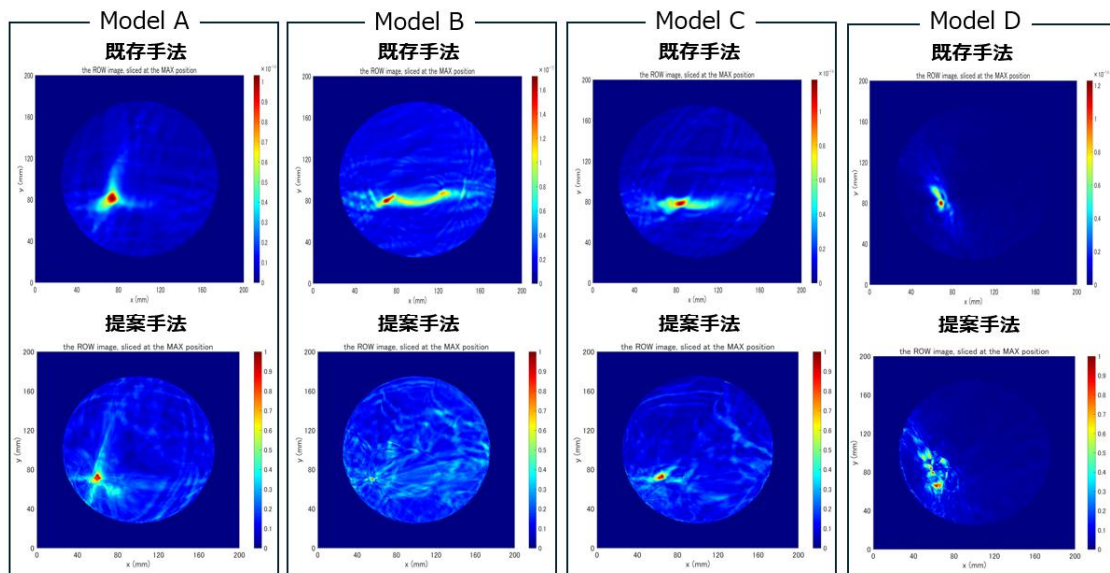


図10 非現実的な乳腺構造を持つモデルにおける提案手法の評価

Model Aにおいて、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は39.4 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は4.47 mmであり、34.9 mmの位置推定の誤差の改善が見られた。Model Bにおいて、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は32.8 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は2 mmであり、30.8 mmの位置推定の誤差の改善が見られた。Model Cにおいて、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は55.4 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は7.82 mmであり、47.6 mmの位置推定の誤差の改善が見られた。Model Dにおいて、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は30.5 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は5.66 mmであり、24.8 mmの位置推定の誤差の改善が見られた。全体として、既存手法と比較して提案手法は位置推定精度を大幅に向上させていることが確認された。また、腫瘍が乳腺組織に完全に囲まれたモデルでは、乳腺境界付近に位置する場合と比べて位置誤差が大きくなる傾向が見られた。腫瘍が乳腺のふちにある場合でも、乳腺の量が多いモデルでは位置推定の誤差が大きくなることが確認された。

5-2 生成モデルにおける提案手法の評価

脂肪性の乳房モデル 2 個，乳腺散在性の乳房モデル 3 個，不均一高密度乳房モデル 3 個，高密度の乳房モデル 1 個，計 9 個のモデルに関して，既存手法，提案手法を適用し評価を行った．以下に，現実的な乳腺構造を持つモデルに既存手法，提案手法を用いた結果を示す．

脂肪性の乳房モデルについての結果を示す． Model 1-1 において，既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 27.9 mm，提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 6 mm であり，21.9 mm の位置推定の誤差の改善が見られた． Model 1-2 において，既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 18.9 mm，提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 7.28 mm であり，11.8 mm の位置推定の誤差の改善が見られた．

乳腺散在性の乳房モデルについて結果を示す． Model 2-1 において，既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 23.8 mm，提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 6.4 mm であり，17.4 mm の位置推定の誤差の改善が見られた． Model 2-2 において，既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 10.4 mm，提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 8 mm であり，2.44 mm の位置推定の誤差の改善が見られた． Model 2-3 において，既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 15.8 mm，提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 10 mm であり，5.81 mm の位置推定の誤差の改善が見られた．

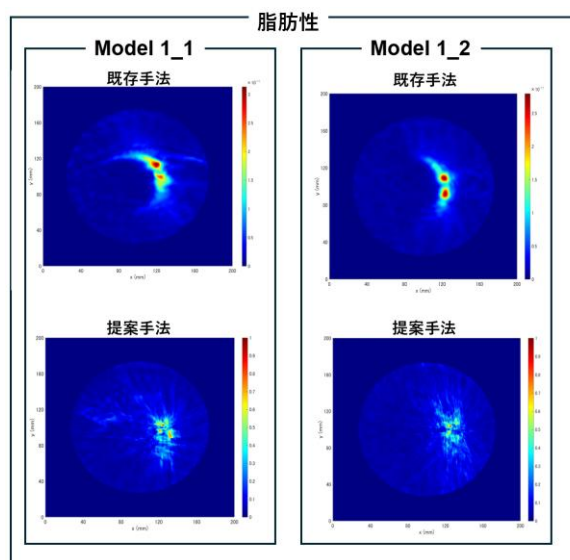


図 11 脂肪性数値乳房モデルにおけるイメージング画像

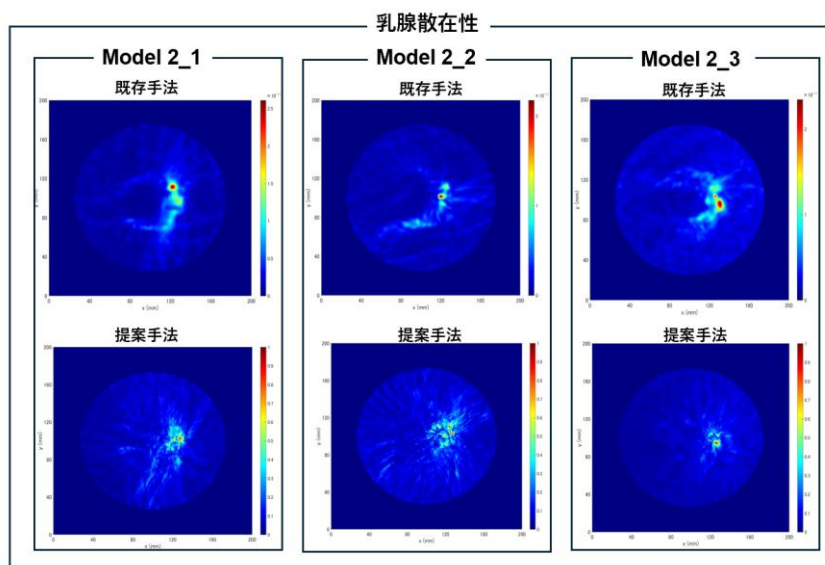


図 12 乳腺散在性数値乳房モデルにおけるイメージング画像

乳腺構造が不均一高密度である数値乳房モデルについて結果を示す。Model 3-1 において、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 15.4 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 10 mm であり、5.44 mm の位置推定の誤差の改善が見られた。Model 3-2 において、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 24.2 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 27.5 mm であり、位置推定の誤差の改善が見られなかった。Model 3-3 において、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 5 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 5 mm であり、位置推定の誤差の改善は見られなかった。

乳腺構造が高密度である数値乳房モデルについて結果を示す。Model 4-1 において、既存手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 7.21 mm、提案手法を用いた際のターゲット位置からの誤差は 7.07 mm であり、0.14 mm の位置推定の誤差の改善が見られた。

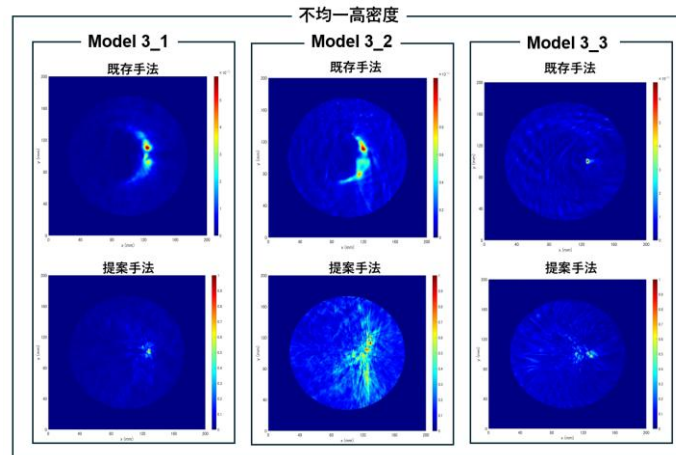


図 13 乳腺不均一高密度数値乳房モデルにおけるイメージング画像

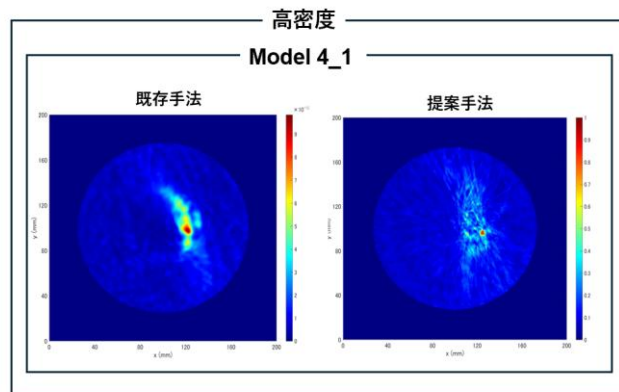


図 14 乳腺不均一高密度数値乳房モデルにおけるイメージング画像

生成した 9 モデルのうち、7 モデルに関しては、既存手法に比べて、提案手法を用いることで、誘電率分布を考慮することでターゲット位置推定の精度が向上することが示唆された。生成した 9 モデルのうち、今回のモデルでは、Model 3-2, Model 3-3 での改善が見られなかった。Model 3-2 においては、複雑な乳腺構造の内部に腫瘍が位置しており、推定を適切に行うことができなかったと推測される。Model 3-3, Model 4-1 では乳腺構造のふちに位置しており、乳腺構造の影響を大きく受けにくいため、既存手法、提案手法での位置推定の差が小さくなったと考えられる。これらに似た乳腺構造を持つモデルに関して、構造腫瘍の位置、腫瘍周りの乳腺構造を変え、さらに検討する必要がある。

6 Welch の t 検定による受信信号群の統計的比較方法

腫瘍有無による受信信号の差異を統計的に評価するため、Welch の t 検定を用いた比較を行った。具体的

には、腫瘍ありの乳房モデルと乳腺構造を有する腫瘍なし乳房モデルをそれぞれ 200 個生成し(図 15)，各モデルに対して FDTD 法によりマイクロ波伝搬シミュレーションを実施した．腫瘍は直径 1，5，10，15mm の円形モデルとし，各サイズについて乳房内にランダムに 50 箇所配置した．乳腺構造は，ランダムノイズをガウシアン平滑化して得たクラスタ状分布に，乳房中心から外周へ低下する重みを加え，しきい値処理により生成した．各送受信アンテナの組合せおよび各周波数における受信信号を取得した．得られた受信信号について，各周波数，各アンテナ組み合わせごとに，腫瘍あり条件と腫瘍なし条件の振幅データを対象として Welch の t 検定を適用し，検定結果に基づき，両群の平均振幅に有意差が存在するかを評価した．

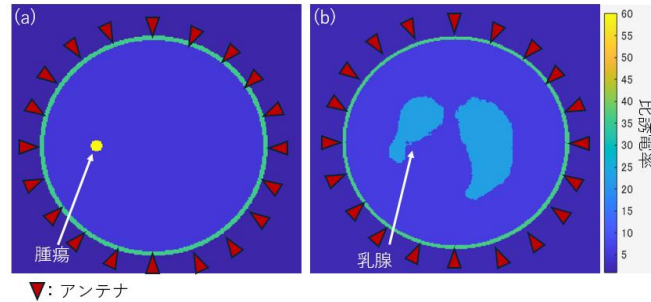


図 15 シミュレーションで用いた乳房モデル例. (a)腫瘍あり，(b)腫瘍なし

各送受信アンテナの組合せおよび周波数ごとに算出した Welch の t 値をヒートマップとして可視化した(図 16)．本解析では，腫瘍あり群と腫瘍なし群の受信信号を比較し，各アンテナペアおよび各周波数において両群間の差がどの程度大きいかを評価した．t 値の絶対値が大きいほど，2 群間の平均値の差がデータのばらつきに対して大きく，統計的に有意な差が存在する可能性が高いことを示す．結果として，乳房の対角方向に位置するアンテナペアでは，すべての周波数において腫瘍あり群と腫瘍なし群の間に統計的有意差が認められた．これは，対角方向のアンテナペアでは電磁波が乳房内部を横断するように伝搬し，腫瘍による散乱や反射の影響を受けやすかったためであると考えられる．そのため，腫瘍の存在による信号変化が受信波形に反映されやすく，t 値が大きくなったと考えられる．一方で，送信アンテナを一つに固定したペアでは，周波数帯によって有意差の有無にばらつきが見られた(図 17)．これは，送受信アンテナ間の伝搬経路や腫瘍位置との関係によって，腫瘍散乱成分が受信信号に反映される程度が異なるためであると考えられる．また，電磁波の伝搬特性は周波数にも依存するため，腫瘍検出に有効な周波数帯はアンテナ配置によって異なる可能性がある．以上より，腫瘍有無の判別性能は，送受信アンテナの組合せおよび周波数帯に依存することが示唆された．特に，対角方向のアンテナペアは腫瘍検出に有効な情報を含む可能性が高く，今後は複数のアンテナペアおよび周波数成分を組み合わせた評価が有効であると考えられる．

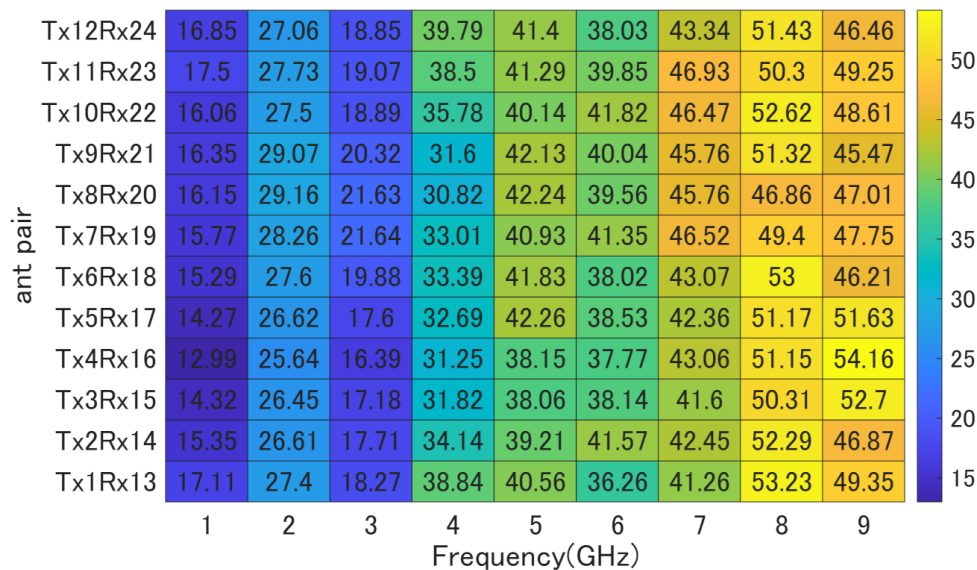


図 16 対角上のアンテナペアにおける t 値ヒートマップ

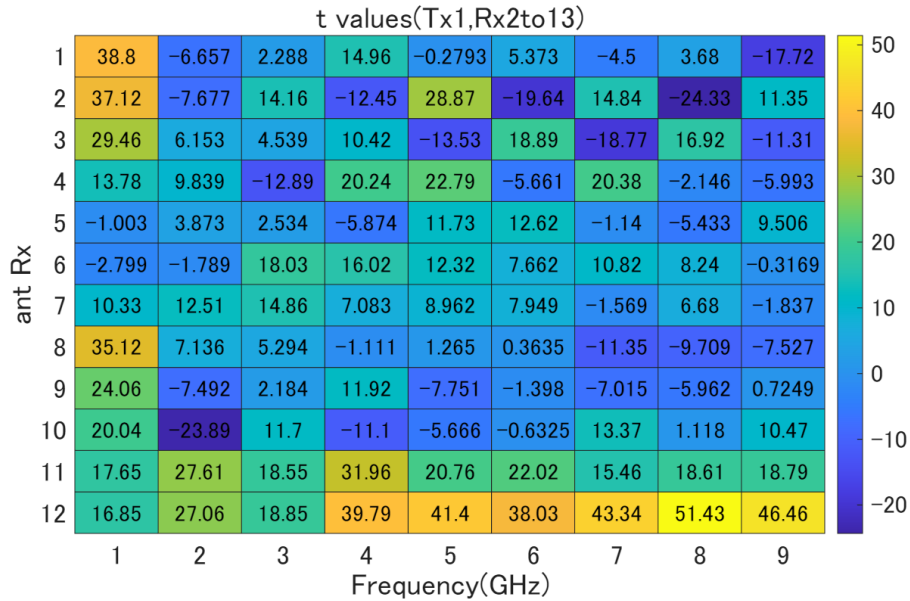


図 17 送信アンテナを 1 つに固定したペアにおける t 値ヒートマップ

7 おわりに

本研究では、乳房内部の誘電率分布が共焦点イメージングに及ぼす影響を明らかにするとともに、誘電率分布を考慮した新たな共焦点イメージング手法を提案し、その有効性を評価した。乳房内部の誘電率分布を反映した遅延時間計算を導入することで、より実際の伝搬経路に近いモデル化を行う手法を提案した。提案手法の評価として、非現実的な乳腺構造を持つモデルおよび現実的な乳腺構造を持つ 9 種類の数値乳房モデルを用いてシミュレーションを行った。その結果、多くのモデルにおいて提案手法は既存手法と比較して位置推定誤差を大幅に低減し、誘電率分布を考慮することの有効性が確認された。一方で、乳腺密度が高く複雑な構造を有するモデルや、腫瘍が乳腺組織に完全に囲まれている場合には、十分な改善が得られないケースも存在した。これらの結果から、提案手法は乳房内部の不均質性を反映したイメージングにおいて有効である一方、乳腺構造が複雑な場合にはさらなる改良が必要であることが示唆された。さらに、本研究では、腫瘍あり乳房モデルと腫瘍なし乳房モデルの受信信号に対して Welch の t 検定を適用し、腫瘍の有無による信号差を統計的に評価した。その結果、送受信アンテナの組合せおよび周波数帯によって有意差の現れ方が異なることが確認された。特に、乳房を対角方向に横断するアンテナペアでは、多くの周波数で大きな t 値が得られ、腫瘍による散乱・反射の影響を強く反映していることが示唆された。一方、一部のアンテナペアでは周波数によって有意差にばらつきが見られた。今後は腫瘍検出精度の向上には、有効なアンテナペアと周波数成分を選択し、複数の情報を組み合わせて評価する。

【参考文献】

- [1] T. Sugitani, S. Kubota, S. Kuroki, K. Sogo, K. Arihiro, M. Okada, T. Kadoya, M. Hide, M. Oda, and T. Kikkawa, "Complex permittivities of breast tumor tissues obtained from cancer surgeries," *Applied Physics Letters*, vol. 104, no.25, pp. 253702, 2014.
- [2] H. Song, S. Sasada, T. Kadoya, M. Okada, K. Arihiro, X. Xiao, and T. Kikkawa, "Detectability of breast tumor by a hand-held impulse-radar detector: Performance evaluation and pilot clinical study," *Scientific Reports*, vol. 7, no. 1, Art. no. 16353, 2017.
- [3] 日本乳癌学会, "高濃度乳房について — 提言 QA 集," 日本乳癌学会 (JBCS). [Online]. Available: https://www.jbcs.gr.jp/uploads/files/citizens/kounoudo_QA.pdf
- [4] University of Wisconsin, Cross-Disciplinary Electromagnetics Laboratory, "Phantom Repository," [Online]. Available: <https://uwcem.ece.wisc.edu/phantomRepository.html>.

〈発 表 資 料〉

題 名	掲載誌・学会名等	発表年月
組織分布がマイクロ波による乳がん検出のイメージング解像度に与える影響の検討	電子情報通信学会，革新的無線通信技術に関する横断型研究会 (MIKA 2025)	2025 年 10 月
誘電率分布を考慮した共焦点イメージングによる乳がん検出精度向上に関する検討	電子情報通信学会総合大会 2026	2026 年 3 月
ウェルチの t 検定を用いたマイクロ波乳がん検出に関する検討	電子情報通信学会ソサイエティ大会 2026	2026 年 9 月