

O3-1

マイクロ波イメージングを利用した乳がん診断—偽像の除去と分解能の向上—

Breast Cancer Diagnosis using Microwave Imaging
—Eliminating the False Images and Improving the Resolution—○ 本多貴之^{*1} 山本隆彦^{*2} 越地耕二^{*1*2}^{*1} 東京理科大学大学院 理工学研究科 電気工学専攻^{*2} 東京理科大学 理工学部 電気電子情報工学科Takayuki HONDA^{*1}, Takahiko YAMAMOTO^{*2}, Kohji KOSHIJI^{*1*2}^{*1}Department of Electrical Engineering, Graduate School of Science and Technology, Tokyo University of Science^{*2}Department of Electrical Engineering, Faculty of Science and Technology, Tokyo University of Science

Abstract: Microwave imaging is expected as a new diagnostic technique for breast cancer detection because of a safe, simple, and low-cost imaging. The microwave imaging for the breast cancer detection can be obtained from the inverse Fourier transform of the waves reflected from the cancer and boundaries. However, some false images may emerge with true image by the multiple reflections between the cancer and boundary, and the boundaries. In previous studies, screening and elimination of certain false images have insufficiently been investigated. In this paper, we improve the resolution with the expansion of frequency bandwidth, and also screening method of the true image from the false was investigated with the electromagnetic field analysis using the TLM method. As a result, it was possible to distinguish the true image from the false ones by changing the center frequency of scanning frequency with a constant bandwidth.

Key Words: Breast Cancer, Microwave Imaging, False Image, Resolution

1. はじめに

現在、乳がんの患者数は世界的に増加している。それにつれて乳がんによる死亡者も年々増加の一途をたどり、深刻な状況となっている。わが国でも、乳がん検診は厚生労働省により推奨されている⁽¹⁾。しかしながら、十分な検査を行うことのできる設備は少なく、定期的な診断を受けることが困難な状態となっている。従来の乳がんの診断技術であるX線マンモグラフィでは患部を圧迫するため患者にとっては苦痛を伴うと同時に、X線被曝の恐れがある⁽²⁾。他にも超音波検査が考えられるが、脱衣による嫌悪感や検査用ジェル塗布による不快感などが挙げられ、受診者の数が少ないのが現状である。また、精密な検査を行うことのできる乳がんの診断方法としてX線CT(Computed Tomography)やMRI(Magnetic Resonance Imaging)などがあるが、高コストで大規模なシステムが必要となる。これらの診断装置を扱うには、専門の技術や資格が必要である。このため、低コスト、安全かつ簡便な診断技術が強く求められており、非接触に検査することのできるマイクロ波イメージングを用いた方法が期待され研究が行われている。本手法の課題として、乳房内を伝搬するマイクロ波の多重反射による偽像発生の問題が挙げられる。これまでの研究では、数mm程度のがん細胞が検出できることが報告されている^(3,4)。しかしながら、偽像の特定および除去については十分な検討が行われていない。正確な乳がん検診を行うためには、これを識別し除去することが必要不可欠である。また、精度向上のためにも分解能の向上がきわめて重要である。

これまでの著者らの研究で、乳房を直方体で模擬した単純なモデルにおいては偽像の特定および除去が可能であることが示唆された⁽⁵⁾。しかしながら、実際の乳房の形状およびサイズを考慮したモデルについては検討していない。本研究では、日本人の成人女性の平均的な乳房サイズを考慮したモデルにおいて、TLM(Transmission Line Matrix)法を用いた電磁界解析により乳がん検出を行った。また、帯域幅10GHzとなる周波数帯を用いることにより、分解能を向上させ偽像を識別・除去したイメージング画像を示した。

2. マイクロ波イメージング

2-1 原理

Fig. 1に示す計測系において、乳房にマイクロ波を照射し、観測点で受信した周波数に対する反射特性を逆フーリエ変換することによって、乳房の深さ方向の各位置における反射強度分布を求めることができる。がん細胞の誘電率および導電率は乳房の10倍程度であるため⁽⁴⁾、がん細胞が乳房内に存在すればその境界面で大きな反射が生じ、反射強度分布が変化する。

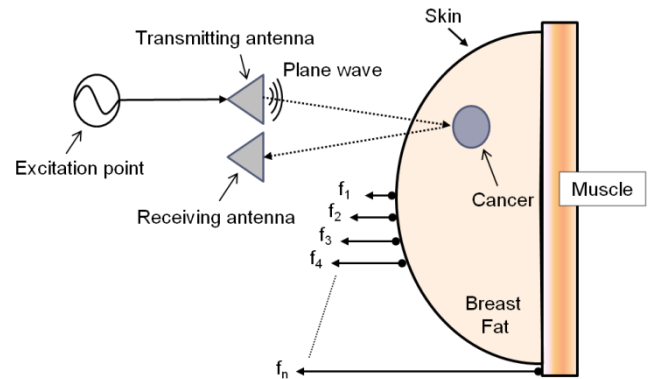


Fig.1 Principle of microwave imaging

2-2 分解能

奥行き方向を表わす、レンジ(Range)分解能 ΔR を式(1)に、アンテナを走査する方向を表わす、アジマス(Azimuth)分解能 ΔA を式(2)に示す。ここで、 c は光速、 B は掃引した周波数帯域、 ϵ_r は乳房の比誘電率を表している。また、 θ はアンテナの走査角度数を表し、 λ は掃引した周波数帯域の中心周波数における波長である。

$$\Delta R \approx \frac{c}{2B\sqrt{\epsilon_r}} \quad (1)$$

$$\Delta A \approx \frac{\lambda}{2\theta} \quad (2)$$

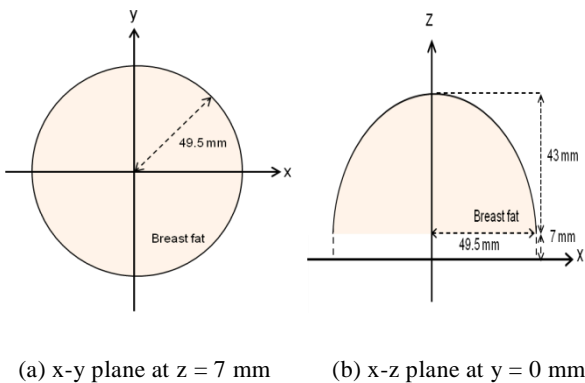
3. 電磁界解析

3-1 解析周波数

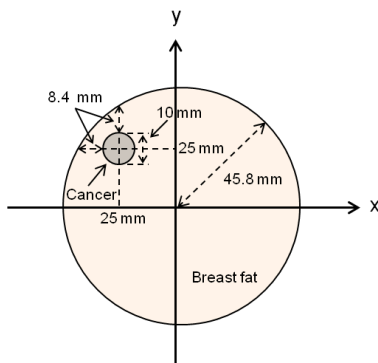
人体は高損失な導体としての特性を有していることが知られている。高周波においては、導電率が高くなる一方、比誘電率は減少する^(6,7)。また、周波数が 20 GHz 以上になると、皮膚による吸収がきわめて大きくなるため電界は乳房内まで伝播しづらくなる⁽⁸⁾。これらのことから、本研究では使用するマイクロ波の周波数を 20 GHz 以下として検討を行った。

3-2 解析モデル

乳がん検出を行うための解析モデルを Fig. 2(a),(b),(c)に示す。ここでは、日本人の成人女性の平均的な乳房サイズを考慮し⁽⁹⁾、半径が 50 mm の半球の底面から $z = 7$ mm の位置でカットした乳房の厚さが 43 mm となるモデルを構成した。また、 $(x, y, z) = (-25, 25, 20)$ を中心位置とし、半径が 5 mm であるがん細胞が存在することを想定した。Fig. 2(a) は $z = 7$ mm における x - y 断面を表しており、断面の半径は 49.5 mm である。Fig. 2(b) は $y = 0$ mm における x - z 断面を表している。Fig. 2(c) は $z = 20$ mm における x - y 断面を表しており、断面の半径は 45.8 mm となる。ただし、皮膚の厚さは 0.2 mm とした。



(a) x-y plane at $z = 7$ mm (b) x-z plane at $y = 0$ mm



(c) x-y plane at $z = 20$ mm

Fig.2 An analysis model for breast cancer detection

3-3 解析方法

送信アンテナより x - y 平面に垂直な平面波を入射させ、その反射特性をシミュレーションにより求めた。ここでは、 $(x, y, z) = (0, 0, 20)$ の位置を中心として半径 100 mm の円周上に 30° 間隔ごとに 12 箇所の観測点を設定し、Fig. 3 に示すようにそれぞれの位置で送信アンテナと受信アンテナを円周上で並走する。解析に使用する周波数帯は 1~11, 2~12, 3~13, 4~14 GHz とし、それぞれの中心周波数における乳房、皮膚およびがん細胞の電気的特性の値^(6,7)を Table 1 に示す。

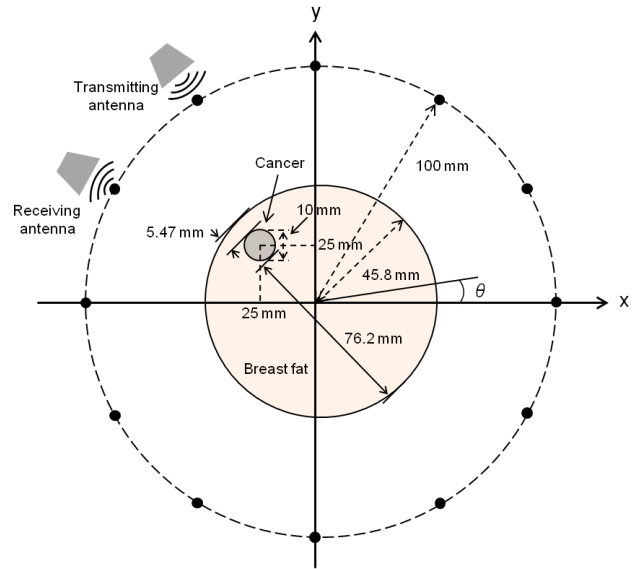
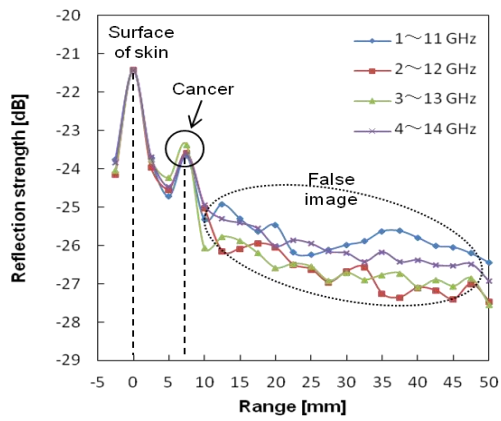


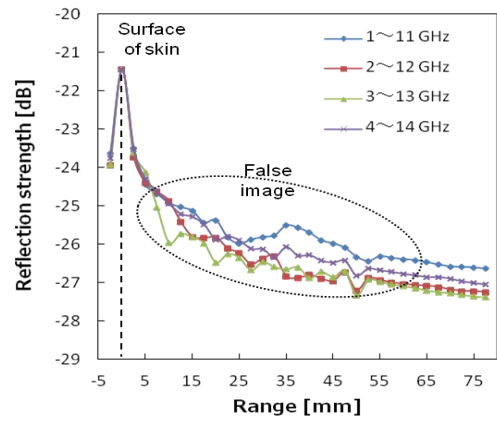
Fig.3 Method of simulation

4. シミュレーション結果

照射角度 $\theta = 120^\circ, 300^\circ$ における反射強度の結果を Fig. 4(a),(b)に示す。Fig. 4 は 1 次元の反射強度を表し、このときの横軸方向(レンジ方向)は乳房内の距離を示している。1~11 GHz, 2~12 GHz, 3~13 GHz, 4~14 GHz における各中心周波数が異なるため分解能に差異が生じる。Table 1 に示す各中心周波数での比誘電率を参考にする、レンジ分解能 ΔR を表す式(1)により、分解能はそれぞれ、2.53 mm, 2.57 mm, 2.60 mm, 2.64 mm となり最大でも 0.11 mm の差異であるので、乳がん検出への影響は微小であると考えられる。Fig. 4(a)から皮膚表面およびがん細胞が存在すると考えられる 7.5 mm の位置で強い反射が生じていることが分かる。乳房表面から実際のがん細胞までの最短距離 5.47 mm に対して 2 mm の誤差で検出することができた。また、がん細胞の存在しない 7.5 mm 以上の深さに表れているピークは乳房とがん細胞の間で生じた多重反射による偽像だと考えられる。Fig. 4(b)から皮膚表面の位置で反射が生じていることがわかる。しかしながら、乳房表面から実際のがん細胞までの最長距離 76.2 mm の位置においてはがん細胞を検出することができなかった。これは 76.2 mm の深さではマイクロ波の減衰が大きいためと考えられる。また、乳がんは一般的に乳房表面付近に存在することがわかっているため、ある照射角度で乳がんを検出することが重要である。



(a) $\theta = 120$ deg



(b) $\theta = 300$ deg

Fig.4 Reflection strength obtained from simulation

Table 1 Relative permittivity and conductivity of the breast tissue

Tissue	6 GHz		7 GHz		8 GHz		9 GHz	
	Relative Permittivity ϵ_r	Conductivity σ [S/m]	Relative Permittivity ϵ_r	Conductivity σ [S/m]	Relative Permittivity ϵ_r	Conductivity σ [S/m]	Relative Permittivity ϵ_r	Conductivity σ [S/m]
Skin	34.95	3.89	34.08	4.82	33.18	5.82	32.25	6.89
Breast fat	4.46	0.44	4.29	0.52	4.14	0.60	4.00	0.67
Cancer	50.7	4.8	50.2	5.8	50	7	49	8.9

5. 偽像の識別

5-1 多重反射の原理

多重反射による偽像発生の原理を Fig. 5 に示す. 反射面からの1次反射が本来の反射, 2次反射以降が多重反射である. v_p を位相速度, f を周波数, 位相定数を

$$\beta = \frac{2\pi f}{v_p} \quad (3),$$

反射物間の距離を d とすると, 1次反射波は, 平面波を照射してから観測点に到達するまでの位相を表すのに対し, n 回目の多重反射では位相が一次反射と比較してさらに $2n\beta d$ 遅れる. 偽像は, 掃引中心周波数を変えると, その位置が変化する. この性質を利用することにより, 偽像を特定することが可能と考えられる.

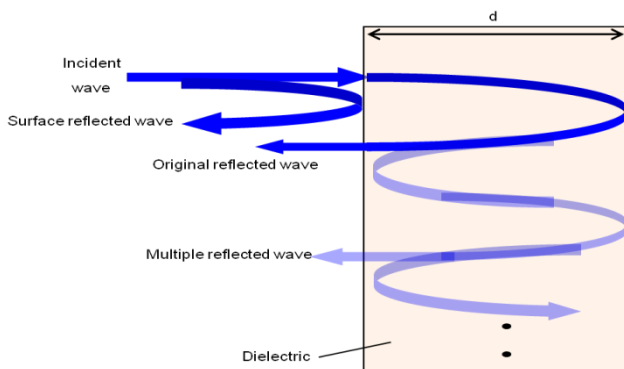


Fig.5 Multiple reflections

5-2 周波数変化による偽像判定と除去

多重反射波は本来の反射波と比較して位相が遅れるため, 帯域幅(10 GHz)を一定として中心周波数を変化させることにより, 多重反射のピークの位置は変化すると考えられる. Fig. 4 より, 中心周波数を変化させると, がん細胞の反射の位置は変化しないが, 偽像の位置は変化することが確認できる. この方法により真像と偽像の識別ができ, イメージング画像から偽像を除去することが可能となる. そこで, シミュレーションにより得られた周波数領域データを時間領域に逆フーリエ変換し, 皮膚表面および偽像の反射を除去した. その際の2次元の反射強度分布の結果を Fig. 6 に示す. 同図からレンジ方向に関しては10 mmのがん細胞が検出できていることがわかる.

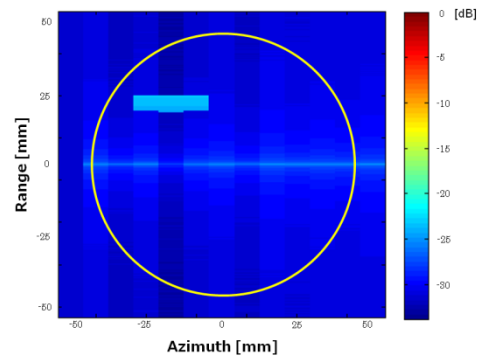


Fig. 6 Reflection strength distribution after eliminating false image and wave reflected from the skin surface

6. まとめ

本研究では、周波数帯域幅を 10 GHz とした際のマイクロ波イメージングによる乳がん検出について、電磁界解析により検討を行った。その結果、半径が 5 mm 程度のがん細胞の検出が可能であることがわかった。また、掃引中心周波数を変化させてイメージングを行い、これらを比較することにより真像と偽像の識別を行った。これらの検討から、偽像が識別でき、イメージング画像から偽像を除去することが可能となることが確認できた。

今後の課題としては、偽像消去のアルゴリズムについての検討および周波数特性を考慮し、さらに詳細なモデルでの分解能向上等について検討を行う予定である。

参考文献

- (1) 厚生労働省 マンモグラフィによる乳がん検診実施状況等の調査結果について (<http://www.mhlw.go.jp/>)
- (2) Xia Xiao, Takamaro Kikkawa, “Influence of the organism interface on the breast cancer detection by UWB”, Applied Surface Science 255, pp. 597-599, 2008
- (3) Susan C. Hagness, Allen Taflove, Jack E. Bridges “Three-Dimensional FDTD Analysis of a Pulsed Microwave Confocal System for Breast Cancer Detection: Design of an Antenna-Array Element”, IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 47, No.5, pp. 783-791, May 1999.
- (4) Essex J. Bond, Xu Li, Susan C. Hagness, Barry D. Van Veen, “Microwave Imaging via Space-Time Beamforming for Early Detection of Breast Cancer IEEE Transactions on Antennas and Propagation, Vol. 51, No.8, pp. 1690-1705, August 2003.
- (5) 本多貴之, 山本隆彦, 越地耕二, “マイクロ波イメージングを利用した乳がん検出に関する検討—偽像の識別—”, 第23回電磁力関連のダイナミクスシンポジウム, 講演論文集, pp.120-123 May 2011.
- (6) IFAC website (<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>)
- (7) Gabriel, R W Lau and C Gabriel: “The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz”, Phys. Med. Biol. 41, pp.2251-2269 ,(1996)
- (8) 西方敦博, “人体表面近傍の電磁波源と電磁界について”
- (9) “設計のための人体寸法データ集”, 生命工学工業技術研究所編, 人間生活工学研究センター, 日本出版サービス, ISBN4-88922-093-3 C3040 P4635E, (1996)