

マイクロ波イメージング技術を利用した乳がん検診における 検出可能領域の改善に関する検討

A study on the improvement of the detectable area of breast cancer diagnosis using the microwave imaging technology

○ 永井 峻介¹, 山本 隆彦¹, 堤 康宏¹, 前田 譲治¹, 越地 耕二¹
1. 東京理科大学

○ Shunsuke NAGAI¹, Takahiko YAMAMOTO¹, Yasuhiro TSUTSUMI¹, Johji MAEDA¹, Kohji KOSHIJI¹
1. Tokyo University of Science

Abstract: The microwave imaging has been proposed as a diagnostic technique for breast cancer imposing little burdens on patients. Our previous numerical studies on microwave echo report the existence of undetectable areas of breast cancer when the electromagnetic wave is radiated only from one direction. In this paper, we study the effect of microwave radiation from multi-direction, and find it valuable for enlarging the detectable area of the cancer.

Key Words: microwave imaging, breast cancer, electromagnetic field simulation

1. 序論

近年、乳がん患者数は上昇傾向にあり深刻な問題となっている¹⁾。現在使用されている乳がんの診断には、MRI(Magnetic Resonance Imaging)、超音波診断といった方法が用いられている。いずれの手法も正確な診断が可能だが、受診者の経済的、精神的負担が大きく、定期的な診断には適さない。そこで上記の負担を軽減する新しい方法としてマイクロ波を使用した診断法が提案され、現在研究されている。従来の研究により、1方向からマイクロ波を照射する方法では、がんが検出不能となる領域が存在することが報告されている²⁾。そこで、本稿では多方向よりマイクロ波を照射し、その反射波を観測することによる、がんの検出可能領域の改善について TLM(Transmission Line Matrix)法を用いた電磁界シミュレーションにより検討を行った。

2. 原理

4 GHzにおける脂肪およびがんの電気的特性を Table 1 に示す³⁾。がんの電気的特性は乳房(脂肪)と比較して大きく異なるため、反射係数が異なる。このため電磁波を照射した際、がんが乳房内に存在する場合と存在しない場合では、反射波の電界強度分布が変化する²⁾。

照射する電磁波の波長が長いほど、がんにおける反射波と乳房表面における反射波と重なりやすくなる。このため、がんによる反射波の特定が困難になると考えられる。これに対して、波長が短いほど表皮効果により生体内を透過しづらくなる。そこで本稿では周波数を 4 GHz とした。

乳房表面における反射波とがんにおける反射波の観測される時刻の差を Δt [s]、組織の比誘電率を ϵ_s 、また、光速を c [m/s] とするとき、乳房表面からがんまでの距離 d [m] は(1)式により算出できる。

$$d = \frac{c}{2\sqrt{\epsilon_s}} \Delta t \quad (1)$$

Table 1 Electric characteristics

Tissue	Relative permittivity	Conductivity [S/m]
Fat	9.0	0.4
Cancer	50.0	4.0

3. シミュレーションモデル

Fig. 1 にシミュレーションモデルを示す。乳房は、半径 50 mm の半球を想定し、Fig.1 のように θ , ϕ をとる。がんを、直径 20 mm の球体とし、乳房表面より 20 mm の位置にその中心があり、かつ、がんの位置は $\theta = 30^\circ$, $\phi = 0^\circ$ とした。乳房表面より 15 mm に位置するアンテナはマイクロ波の照射および反射波の検出を行うものであり、 $\theta = 0^\circ$, および $\theta = 45^\circ$ かつ $\phi = 0, 90, 180, 270^\circ$ の計 5 方向より検討を行った。照射する電界は 5 V/m, 4GHz の平面波とし、その波形を Fig. 2 に示す。

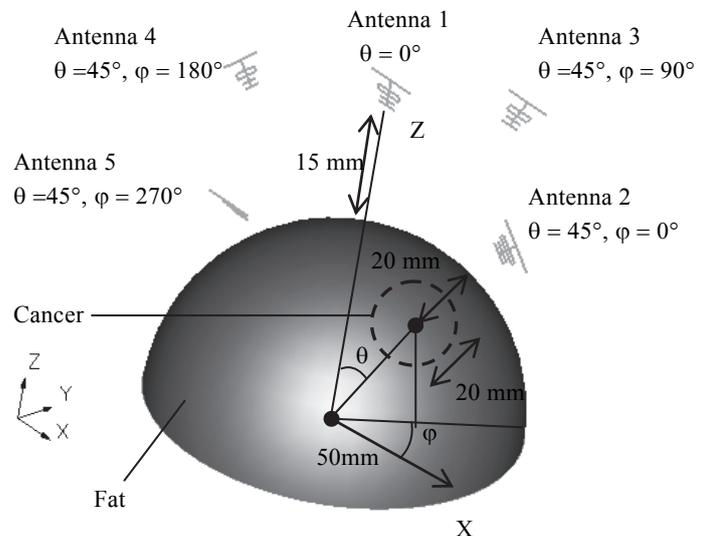


Fig. 1 Simulation model

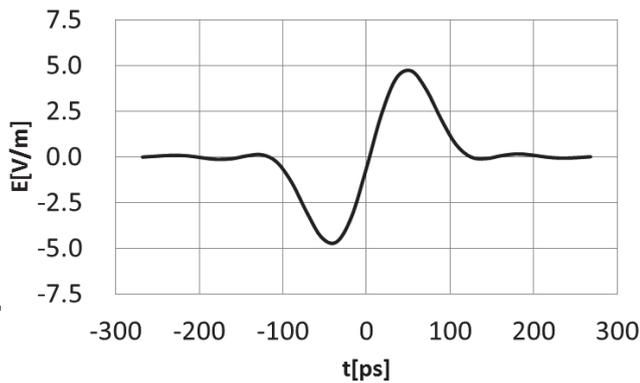


Fig. 2 Irradiation wave

4. シミュレーション結果, および考察

4.1 がんが存在しない場合

比較のため, がんが存在しない場合のシミュレーションを行った. 結果を Fig. 3 に示す. いずれのアンテナにおける観測結果においてほとんど差異は見られなかった. $0 \leq t \leq 200$ ps における反射波は乳房表面における反射波だと考えられる.

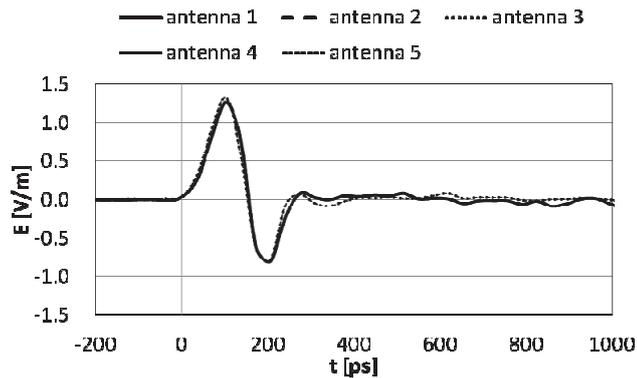


Fig. 3 Reflected wave without cancer

4.2 がんが存在する場合

シミュレーション結果を Fig. 4 に示す. いずれのアンテナにおいて, $0 \leq t \leq 200$ ps における反射波は乳房表面における反射波であると考えられる. これ以降の時刻に観測された反射波は, がんにおける反射波であると考えられる. Antenna 3, Antenna 5 の結果にはほとんど差異は見られなかった. これは, アンテナとがんの中心を結ぶ線分上において, 乳房表面からがんまでの距離が等しいことによるものと考えられる.

Antenna 4 については, がんにおける反射における電界強度の変化が小さく, Fig. 3 に示すがんが存在しない場合のグラフと比較してもほとんど差異は見られなかった. これは, 乳房表面からがんまでの距離が離れているため, がんにおける反射波が表皮効果により減衰したからだと考えられる. Antenna 4 のみの観測では, がんが存在しないものと判定されるところであったが, 複数のアンテナを用いることにより, がんを診断することができ, 検出可能範囲を改善することができたことになる.

Fig. 3 より, (1) 式を用いて乳房表面からがんまでの距離を算出し, 結果を Table 2 にまとめた. d は乳房表面からがんまでの実際の距離であり, d' は (1) 式を用いて算出した距離である. Table 2 より, 最も誤差が大きいのは Antenna 3 および Antenna 5 の 0.37 mm であるが, がんの直径 20 mm と比較すると 2% 未満というである. 非常に小さな値である. 位置を特定するには原理上 3 ヶ以上の観測点を設ける必要がある. データが取れない場合を考慮し, 5 ヶ以上の観測点を設けることによって, がんの位置を特定が期待できる

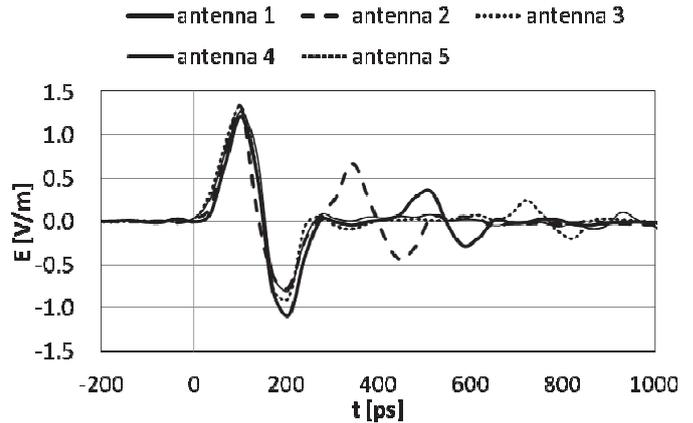


Fig. 4 Reflected Wave ($\theta = 30^\circ$, $\phi = 0^\circ$)

Table 2 Calculated distance from breast surface to cancer ($\theta = 30^\circ$, $\phi = 0^\circ$)

	d [mm]	Δt [ps]	d' [mm]	Δd [mm]
antenna 1	18.31	372	18.60	0.29
antenna 2	12.41	252	12.60	0.19
antenna 3	29.53	598	29.90	0.37
antenna 4	41.22	-	-	-
antenna 5	29.53	598	29.90	0.37

5. 結論

本稿では, マイクロ波を利用した乳がん検診における基礎的検討を行った. その結果, 直径 20 mm の球形のがんにおいて, 複数の方向から走査を行うことにより, 検出可能領域の改善が示唆された. 今後はより複雑なモデルでの検討, および周波数応答による検討を行う予定である.

参考文献

- 1) 独立行政法人 国立がん研究センター がん対策情報センター <http://ganjoho.jp/public/cancer/data/breast.html>
- 2) 永井峻介, 山本隆彦, 越地耕二, “マイクロ波イメージング技術を用いた乳がん診断における検出可能深度の検討” 第 23 回ライフサポート学会フロンティア講演会予稿集 2014, pp117
- 3) Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz - 100 GHz, Florence, Italy, [Online]:<http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/htmlclie.htm>