

# 超短パルスレーダによる生体イメージング

竹村 素直\*1・間瀬 淳\*2・近木 祐一郎\*2  
北條 仁士\*3

## Biometric Imaging Using an Ultrashort-Pulse Radar.

Sunao TAKEMURA, Atsushi MASE, Yuichiro KOGI  
Hitoshi HOJO

†E-mail of corresponding author: [takemus5@asem.kyushu-u.ac.jp](mailto:takemus5@asem.kyushu-u.ac.jp)

Recently there are much interests in using microwave radar for monitoring and diagnostics of living subjects. In contrast to infrared and visible lights, microwave can propagate through dielectric materials, such as, concrete wall, ground, and human body. An ultra-wideband (UWB) radar is the promising method of such detection, since it gives good spatial resolution as well as good penetration characteristics for various materials. In this report, we describe the development and application of an ultrashort-pulse radar (USPR) having ultra-wideband characteristics, which frequencies are in the range of 7-15 GHz. The simulation of breast cancer detection using the USPR is performed.

**Key words:** *Ultrashort-pulse radar, Ultra-wideband, Breast cancer, FDTD simulation*

### 1. 緒言

金属面あるいは誘電体の不連続面における電磁波の反射は、従来から目標物の検出と物体までの距離を測定するレーダとして種々の分野に応用されてきた。筆者らは、フーリエ周波数成分がマイクロ波からミリ波領域に達する、パルス幅ピコ秒のインパルスを入射波として用いた、広帯域かつ空間分解能の極めて優れたレーダを開発し、固体、液体、あるいは粉体などの被測定対象物表面からの反射波と同時に、物体内部からの反射波および透過波を検出し評価することにより、内部の状態を非接触かつ非破壊で計測するシステム、画像計測（イメージング）を目標としたシステムを研究してきた。

本報告では、超短パルスレーダによる画像計測の一環として、乳がん検出のための生体イメージングを評価するために、当グループにより開発されてきた計算機コードを用いシミュレーションを行った結果について記述する。

現在、乳がんの検査としては、X線マンモグラフィが最も有用とされている。しかし、X線マンモグラフィは、腫瘍検出感度に限界がある。これは、人体への影響を考えた場合、照射できる放射線量に限界があること、またX線の周波数領域においては、正常な胸の細胞と悪性腫瘍との誘電率の比が小さいことなどが原

因として挙げられる。また、検査の際に専用のX線装置で胸を上下左右から挟みながら圧迫し撮影を行うため痛みを伴う。これらの問題から、X線マンモグラフィに代わる装置の開発が期待されている。

マイクロ波の周波数帯域において、正常な胸の誘電率と悪性腫瘍の誘電率の比は大きくなる。また、超短パルスを入射波として用いた場合、人体への影響はX線マンモグラフィに比べ大変小さく、さらに非接触での計測も可能となるため、乳がん検査に伴う患者への負担も軽減することから、X線マンモグラフィに代わる乳がん検査装置として活用できると考えられている。

### 2. シミュレーションモデル

今回シミュレーションに用いる手法は、有限差分時間領域 (Finite-Difference Time-Domain: FDTD) 法である。FDTD法は、電磁場を記述するマクスウェル方程式を空間的、時間的に差分化する手法で、時間的に変化する電磁波伝搬の解析によく用いられている手法である。

Fig.1 にシミュレーションモデルを示す。胸のモデルとして、半径10 cmの半円と、幅20 cm、高さ5 cmの長方形を組み合わせた形を用いる。図の斜線部分が胸の領域である。各パラメータはそれぞれ以下のように仮定する。

- 正常な胸の誘電率:  $\epsilon_r = 9$ , 電気伝導率:  $\sigma = 0.4$
- 悪性腫瘍の誘電率:  $\epsilon_r = 50$ , 電気伝導率:  $\sigma = 4$

\*1 大学院総合理工学府量子プロセス理工学専攻修士課程

\*2 九州大学 産学連携センター

\*3 筑波大学大学院数理物質科学研究科

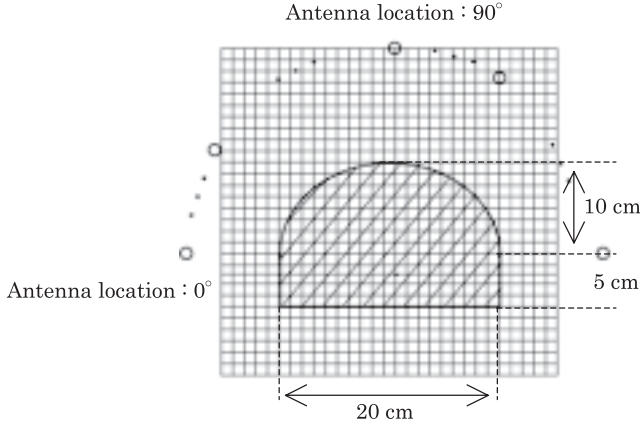


Fig.1 Breast model in FDTD simulation.

入射波は、パルス幅 100ピコ秒、周波数帯域が10 GHz 近傍にまで分布するガウシアンパルスを用いる。送受信アンテナは胸の表面から10 cmの位置に置き、胸の周りをアンテナ位置を $10^\circ$  ずつ変え、各位置で超短パルスの送受信を行う。アンテナ位置は $0^\circ \sim 180^\circ$  まで計19ヶ所とした。

### 3. イメージングアルゴリズム

#### 3-1. 不要成分の除去

Fig.2 にアンテナ位置  $90^\circ$  で受信された信号を示す。受信信号には、入射パルス、胸表面からの反射波、腫瘍からの反射波、さらにノイズ成分が含まれているが、時間的には、入射波、表面からの反射波、その後腫瘍からの反射波が受信される。Fig.2 からわかるように、入射波と表面からの反射波は、腫瘍からの反射波に比べ非常に大きな振幅を持っており、これらの成分を除去しなければ信号解析には障害となってしまう。そのため、画像再構成の前処理として、まずこれらの不要成分を除去することを考える。

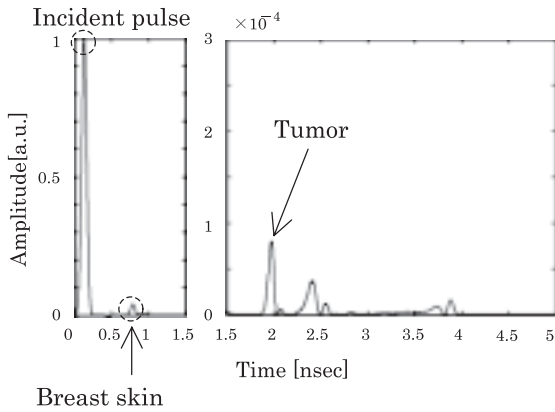
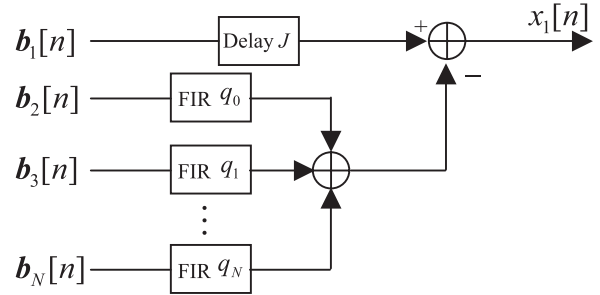


Fig.2 Received signal obtained by the USPR.

各受信信号において、もし不要成分が、全て同時刻に同じ振幅を持って観測されるとすれば、全てのデータ平均と各データの差を取ることで、これら不要成分の除去は容易である。しかし実際には、胸の形や、照射する場所によって僅かであるが振幅に違いが生じるため、平均との差を取るだけでは解決できない。そこで、今回のシミュレーションでは、FIRフィルタの組み合わせによる適応フィルタ [1]を用いて、これらの不要成分を除去する。Fig.3 に不要成分除去のためのシステムを示す。このシステムは、 $N$  チャンネルのアンテナがあるとき、 $i$  番目の受信信号に含まれる不要成分を、 $i$  番目以外の  $N-1$  チャンネル分の受信信号から予測し、除去する手法である。各FIRフィルタの重み  $q$  は最小二乗法により決定する。図中の  $J$  は不要成分が現れている時間を合わせるため、システムに組み込まれている。

Fig.3 Block diagram illustrating the algorithm for removing the skin-breast artifact from the backscattered signal received at the first of  $N$  antennas.

以下、具体的に1チャンネル目の受信信号から、不要成分を除去する場合を考える。

不要成分が現れている時間を  $n_0 \sim n_0 + m - 1$  までとすると、1チャンネル目の受信信号から不要成分を除去するために、次のような信号を定義する。

$$\mathbf{b}_i[n] = [b_i[n_0], \dots, b_i[n], \dots, b_i[n_0 + m - 1]]^T, \quad 2 \leq i \leq N$$

$$\mathbf{b}_{2N}[n] = [b_2[n]^T, \dots, b_N[n]^T]^T$$

最小二乗法により、重み  $q$  を決定するためには、これらの信号を用いて、以下の式を満たす  $q$  を選ばばよい。

$$\mathbf{q} = \arg \min_q \sum_{n=n_0}^{n_0+m-1} |b_1[n] - \mathbf{q}^T \mathbf{b}_{2N}[n]|^2$$

この式の解は以下ようになる [2]。

$$\mathbf{q} = \mathbf{R}^{-1} \mathbf{p}$$

$$\mathbf{R} = \frac{1}{m} \sum_{n=n_0}^{n_0+m-1} \mathbf{b}_{2N}[n] \mathbf{b}_{2N}^T[n]$$

$$\mathbf{p} = \frac{1}{m} \sum_{n=n_0}^{n_0+m-1} \mathbf{b}_{2N}[n] b_1[n]$$

しかし実際は  $N$  チャンネル全てに含まれている不要成分は類似の振幅を持っているため、分散行列  $\mathbf{R}$  の値が劣悪となり、 $\mathbf{R}$  の逆行列が計算できない。従来は、この問題を解決するため、低ランク近似により逆行列を求めているが、本研究では  $\mathbf{R}$  の擬似逆行列を用いて  $\mathbf{q}$  を決定した。擬似逆行列とは、一般的な長方形行列（正方行列も含む）に対しても、近似的に逆行列を求めるための手法である。擬似逆行列により求めた  $\mathbf{q}$  を用いて、不要成分を除去する。すなわち、不要成分除去後の信号を  $x_1[n]$  とすると、次式となる。

$$x_1[n] = b_1[n] - \mathbf{q}^T \mathbf{b}_{2N}[n]$$

### 3-2. Confocal Microwave Imaging (CMI)

超短パルスレーダを用いた生体イメージング再構成の手法として、S. C. Hagnessらにより提案されている Confocal Microwave Imaging (CMI) 法を用いる [3,4]。CMI法は、合成開口レーダ法を応用した手法であり、再構成される各ピクセル強度は次式で表される。この式で、 $m$  はアンテナ番号で、今回のシミュレーションでは  $1 \leq m \leq 19$  である。

$$I(\vec{r}) = \left[ \sum_{m=1}^M B_m(\tau_m(\vec{r})) \right]^2$$

$$\tau_m(\vec{r}) = \frac{2|\vec{r} - \vec{r}_m|}{v\Delta t}$$

ここで、 $B_m$  は、 $\vec{r}_m$  に位置するアンテナの受信信号から、入射パルスと表面からの反射波が除去された信号である。また  $\tau_m(\vec{r})$  は、 $m$  番目のアンテナからある点までのパルスの飛行時間を表している。CMIでは、まず、あるピクセルに注目し、各アンテナからその点までのパルスの飛行時間を計算する。各アンテナの受信信号の飛行時間に対応するデータを足し合わせ、二乗することで、そのピクセルの強度を決定していく。胸の領域内でのパルス飛行時間を計算する際には、誘電率  $\epsilon_r = 9$  を用いて、パルスの速度を決定している。

### 4. シミュレーション結果および考察

本章では、計算機シミュレーションの結果と、結果の考察について述べる。まず腫瘍の位置が胸の中心線上に、表面から深さ2 cm の位置にある場合のシミュレーションを行った。腫瘍のサイズは  $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$  とした。

Fig. 4 に適応 FIR フィルタ処理後の信号を示す。上から、アンテナ位置 (a)  $30^\circ$  , (b)  $40^\circ$  , (c)  $50^\circ$  , (d)  $60^\circ$  の信号を示している。点線の丸で囲まれている

信号が、腫瘍からの反射波である。この場合、不要成分が現れている時間を  $n_0=0 \sim n_0+m-1=1.2483$  [nsec]として処理を行っている。また、表面から反射波が現れる時間は同じなので、 $\mathbf{J}$  は考えていない。図より不要成分が除去され、腫瘍からの反射波が観測できていることが分かる。

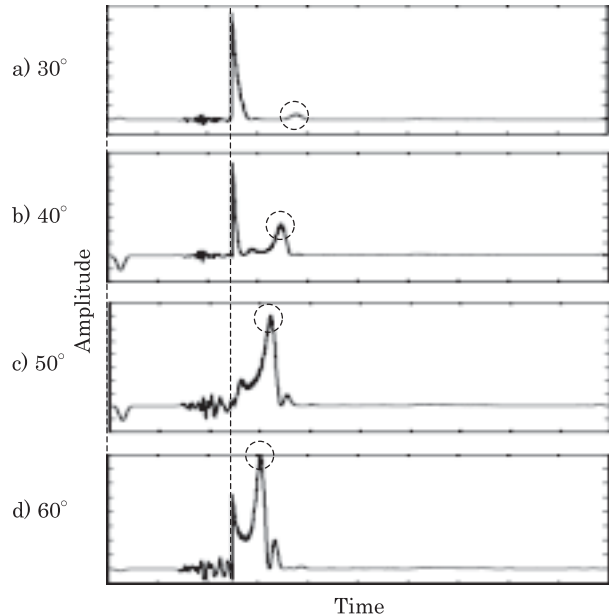


Fig.4 FDTD computed backscattered signals after applying the skin-breast artifact removal algorithm

不要成分を除去し、CMIを適用した再構成画像を Fig. 5 に示す。図に示されている白線は胸の表面を表している。表面から約 2 cm の位置に強い信号が確認され、CMI を用いたイメージング再構成により腫瘍が検出できていることがわかる。

同様な処理を行い、腫瘍が表面から 7 cm の位置にある場合（腫瘍の大きさ  $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$ ）のイメージング画像を Fig. 6 に示す。ここで、7 cm および 2 cm の場合に対し、不要成分が現れている時間の範囲をそれぞれ、 $n_0=0 \sim n_0+m-1=1.3318$  [nsec],  $n_0=0 \sim n_0+m-1=1.1650$  [nsec]としている。図より、それぞれ腫瘍が検出できていることを確認することができる。

次に、どの程度の大きさの腫瘍が検出できるかの評価を行った。表面から深さ3 cm の位置に腫瘍があると、腫瘍の大きさを  $5 \text{ mm} \times 5 \text{ mm}$ ,  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$  と変化した場合の再構成画像を Fig. 7, Fig. 8 にそれぞれ示す。この結果より  $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$  とかなり小さな腫瘍でも検出できることが確認され、乳がんの早期発見も可能であることがわかった。

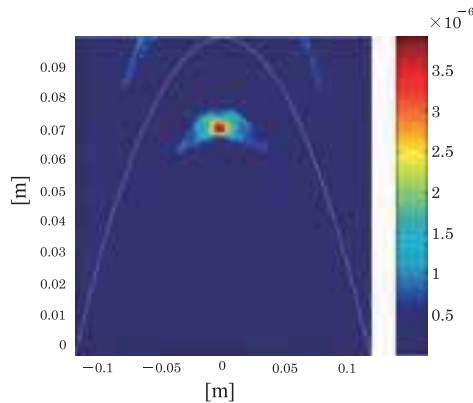


Fig.5 Tumor located at 2cm depth from the breast skin.  
The size of tumor is 1 cm  $\times$  1 cm.

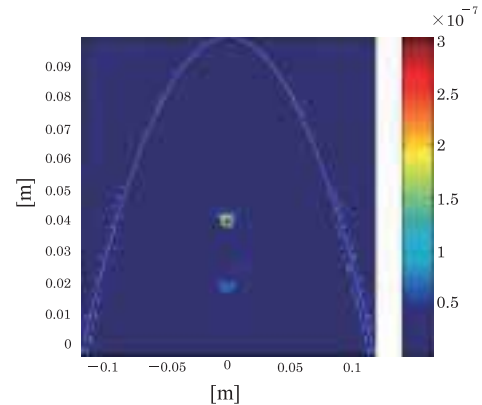


Fig.6 Tumor located at 7cm depth from the breast skin.  
The size of tumor is 1 cm  $\times$  1 cm.

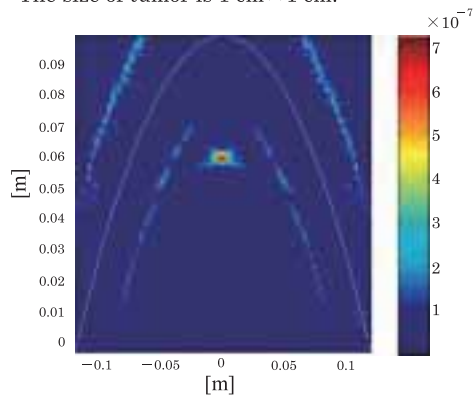


Fig.7 Tumor located at 3cm depth from the breast skin.  
The size of tumor is 5 mm  $\times$  5 mm.

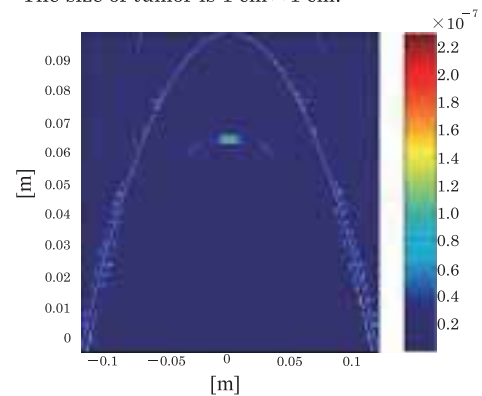


Fig.8 Tumor located at 3cm depth from the breast skin.  
The size of tumor is 2 mm  $\times$  2 mm.

## 5. 結言

計算機を用いた FDTD シミュレーションにより、超短パルスレーダを用いた乳がん検出の評価を行った。これまでの研究より、腫瘍の位置が深さ 7 cm 近傍にある場合でも検出することが可能であることが確認できた。また、腫瘍の大きさとしては 2 mm と非常に小さい場合でも検出でき、乳がんの早期発見も可能であることが確認された。腫瘍の検出位置および大きさの精度に関しては、反射波パルスの形状や測定時間の誤差などが影響するため、現在定量的な評価を行っているところである。

今後の課題として、様々な腫瘍の形状に対する検出と測定限界の確認を進めていくために三次元シミュレーションへの拡張を行うことが挙げられる。また今回のシミュレーションでは入射波としてガウシアン形のインパルスを用いたが、実験においては、パルス伝送回路および送受信アンテナの分散特性より、パルスの形状が保存されずチャープパルスとなることがわかっている。したがって、入射波としてチャープパルスを用いた場合のシミュレーションの実行が考えられる。現在、超短パルスを用いたイメージングレーダの構築を進めているが、実験用ファントムを用いた乳がん検出テストに展開することになっている。

## 謝辞

本研究の一部は、科学研究費補助金（課題番号 17656134）、および平成17年度産学連携戦略・次世代産業創出事業（財団法人九州産業技術センター）の援助により行われた。

## 参考文献

- [1] S. Haykin 著, 翻訳主幹 鈴木 博, 府川和彦, 大鐘武雄, 高田潤一, 村田英一, 真田幸俊, “適応フィルタ理論”, 科学技術出版 (2001年1月出版)
- [2] E. J. Bond, Xu Li, S. C. Hagness, “Microwave Imaging via Space-Time Beamforming for Early Detection of Breast Cancer,” *IEEE Trans. Antennas Propagat.*, vol. 51, pp.1690-1705, Aug. 2003.
- [3] S. C. Hagness, A. Taflove, J. E. Bridges, “Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: fixed-focus and antenna-array sensors,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 45, pp.1470-1479, Dec. 1998.
- [4] E. C. Fear, Xu Li, S. C. Hagness, “Confocal Microwave Imaging for breast Cancer Detection: Localization of Tumors in Three Dimensions,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp.812-822, Aug. 2002.