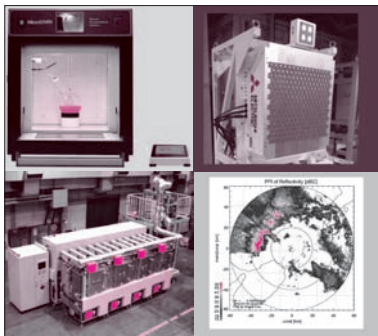


特集



第4章 X線被爆のリスクを回避し、安全で確実な乳癌検診を実現する

マイクロ波マンモグラフィの技術

桑原 義彦

Yoshihiko Kuwahara

1 はじめに

1.1 X線マンモグラフィが抱える被爆リスク

乳癌にゅうがんは女性の癌の中で最も罹患率りかんが高く、年々増加する傾向にあり、早期の発見/治療が重要です。日本では40代以降の女性についてX線マンモグラフィmammographyの受診が推奨されています。

40代以降の女性を対象としているのは、乳癌の発生のピークが40代後半～50代前半にあることと、受胎期にある女性のX線被爆のリスクを回避するためです。また、X線の強さを弱めて被曝量を減らすため、乳房を薄く延ばして撮像します。このため強い痛みを訴える女性が少なくありません。

乳癌が発生し、その塊がある程度大きくなると、内側組織に栄養が行かずに壊死し、組織が石灰化します。X線マンモグラフィではおもにこの石灰化をとらえます。しかし、石灰化は小さい(1 mm 以下)ので、被検者が若く乳腺組織に富む場合、見落としが発生します。また、石灰化は癌のほか乳腺炎などほかの疾病でも発生します。このように、X線マンモグラフィによる乳癌検診は、あまり満足できるものではありません。

1.2 触診や超音波診断は技量に依存する

このため乳癌検診ではX線マンモグラフィのほか、医師による触診や超音波診断も併せて行われることが多くなってきました。超音波診断装置は組織の音響インピーダンスの違いによって生じる音の反射分布に基づき画像を再構成するもので、内臓など軟部組織の診断に適し、乳癌検診にも多く使われています。

しかし、癌を診断できる確率は、診断装置を扱う医師や臨床検査技師の技量により大きく異なります。つまり、熟練した医師が検診する場合の診断率はよいのですが、経験の乏しい人が操作すると、見落としの危険性が増えます。

X線マンモグラフィや超音波診断装置により初期乳

癌を発見できる確率を調査したいくつかの研究発表がありますが、おおむね30～70%の間に留まっております⁽¹⁾、X線マンモグラフィや超音波診断装置は、検診装置として課題を残しているといえます。

1.3 マイクロ波イメージングによる初期乳癌検出

● 原理的には後方散乱波を捉えるレーダ

近年、マイクロ波イメージングによって初期乳癌を検出する研究が活発に行われています⁽²⁾。癌の検出の原理は、電磁波を放射して癌組織と周囲(脂肪や乳腺)組織との電磁気学的パラメータ(誘電率や導電率)の差異によって発生する後方散乱波を検出するもので、原理としては超音波診断と同じです。本来、マイクロ波は水中を伝搬しにくく、人体内部のイメージングに適したモダリティ(様式)とはいえません。しかし、乳房は脂肪に富んでいるので、マイクロ波の通過減衰は比較的小さく、イメージングに使うことができます。

2006年までは、癌と周囲の正常組織の比誘電率や導電率の差(コントラスト)は、X線の10倍程度あるといわれ、マイクロ波イメージングは非常に有望な方法と見られていました。このため、アメリカでは2000年代初頭からマイクロ波を使った初期乳癌検診の研究が精力的に行われています。

しかし、2006年に発表されたM. Lazebnikらの論文で、マイクロ波帯における乳腺組織と癌組織の電磁気学的パラメータのコントラストは7～10%程度にすぎないことが報告され、多くの研究者に衝撃を与えました⁽³⁾。ところが、マイクロ波イメージングによる臨床画像が、その後相次いで発表され、マイクロ波によって乳癌を検出できる可能性が改めて認識されています⁽⁴⁾⁽⁵⁾。

● コンフォーカル・アレイとトモグラフィ

マイクロ波イメージングによる撮像法として、パルス・レーダを使ったコンフォーカルconfocal(共焦点)アレイと断層撮影(トモグラフィtomography)があります。

コンフォーカル・アレイでは乳房に短パルスを送信し、同じアンテナや別のアンテナで反射信号を受信し

ます。いろいろな位置から送信し、いろいろな位置で受信した多くの信号を合成することによって、3次元後方散乱波電力分布を求めます。

トモグラフィでは比較的狭い帯域の電磁波を使うことが多いようですが、いろいろな位置から送信し、いろいろな位置で受信した多くの信号を処理して表示するしくみはパルス・レーダと同じです。大きく異なるのは画像処理の方法で、トモグラフィでは逆散乱問題を解くことによって撮像領域の電磁気学的パラメータ(比誘電率、導電率)分布を表示します。これらの処理については、後で詳しく解説します。

トモグラフィでは乳房内の電気定数分布を再構成し、癌のほか乳腺の構造なども明らかにできる可能性があります⁽⁶⁾。しかし、装置のモデル化を正確に行う必要があること、測定誤差の影響が大ききこと、演算量が莫大になることなど、集団検診に適用するためには解決すべき課題が多いのが現状です。

パルス・レーダでは、癌などある程度の大きさを持つ異物は検出できる可能性はありますが、生体内では複雑な多重伝搬が発生するため、乳腺構造を詳細に再構成することはできません。しかし、測定誤差の影響が小さく、演算量も少ないことから、スクリーニング手段としての実用の可能性は残されています。

2 マイクロ波イメージングによる生体の撮像

2.1 生体によるマイクロ波の反射

乳房は乳腺と脂肪組織から構成され、外側を皮膚組織に覆われた胸壁から突出した臓器です。マイクロ波を乳房に照射すると、多くは皮膚によって反射されますが、一部は皮膚内部に侵入します。乳腺は脂肪組織より誘電率や導電率が高いので反射が起りますが、乳腺の形は不規則なため、複雑な反射・散乱が発生します。「癌」という言葉の語源は、体の中にある大きく固い塊です。多くの癌は塊を形成し、乳腺より誘電率や導電率が高いので、乳房の外側で観測した受信信号に検出可能な反射信号として現れます。生体組織の誘電率や導電率は周波数によって異なり、次の式(1)で示されるCole-Coleモデルで近似されます。

〈表1〉脂肪組織の電磁気学的パラメータ

項目	比誘電率 ϵ_s	比誘電率 ϵ_∞	導電率 σ_s [S/m]	伝搬遅延時間 τ [ps]
脂肪層	6.9	3.58	0.053	15.2
乳腺組織	49	21	0.72	17
癌	56	23	0.8	17
皮膚	37	4	1.1	7.23
筋肉	58	4	0.7	7

$$\left. \begin{aligned} \epsilon_r(\omega) &= \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + \omega^2 \tau^2} \\ \sigma(\omega) &= \sigma_s + \frac{(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \omega^2 \tau \epsilon_0}{1 + \omega^2 \tau^2} \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (1)$$

ϵ_s と ϵ_∞ は誘電率、 σ_0 と σ_s は導電率、 ω と τ は角周波数と緩和時間を表すパラメータです。表1に乳房組織の値を示します。

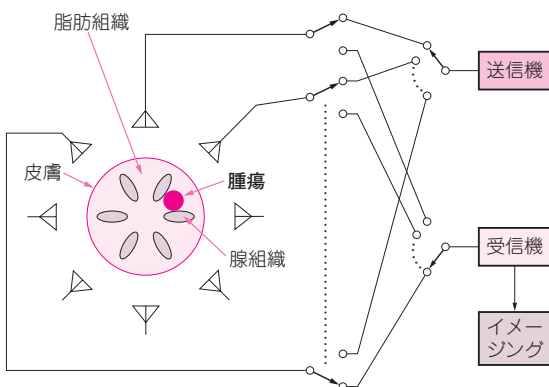
2.2 観測データの収集：ハードウェア

図1にマイクロ波マンモグラフィのハードウェア構成を示します。乳房の周りにアンテナを複数置きます。一つのアンテナを選択して電磁波を送信し、送信に使ったアンテナを含むすべてのアンテナで乳房からの後方散乱波を受信して記録します。送信に使うアンテナを次々と変えて、観測データ群 $X_{mn}(n=1, \dots, N)$ を収集します。 X_{mn} の添え字の1桁目は送信、2桁目は受信の条件番号を表します。18個のアンテナを使ってパルスを送受信する場合は、 $N=18$ となって $18 \times 18 = 324$ の観測データ群が得られます。複数の信号を同時に受信するとハードウェア構成が複雑になるので、切り替えスイッチを使って時分割受信します。

送受信機は市販のベクトル・ネットワーク・アナライザを使用します。フーリエ変換の原理によれば、短いパルスは広帯域の周波数掃引信号と等価なので、パルス・レーダの送受信機としてもベクトル・ネットワーク・アナライザが利用できます。

2.3 前処理：アーチファクト除去

アンテナから送信されたマイクロ波は、乳房内部に進むものはごくわずかで、多くは皮膚によって反射されてしまいます。また、送信とは別のアンテナで受信した場合、乳房を介さずに直接受信することもあります。これらの信号は乳房内部からの後方散乱波より相対的に大きく、受信信号に埋もれた後方散乱波を取り出す必要があります。このような操作はアーチファクト



〈図1〉マイクロ波イメージング装置のハードウェア構成