

# 用于三维超宽带乳腺肿瘤成像的最佳天线系统

肖 夏, 王 梁, 徐 立

(天津大学电子信息工程学院, 天津 300072)

**摘 要:** 在超宽带(UWB)乳腺肿瘤检测系统中, 采用 Debye 三维色散模型对乳房建模可以很好地近似人体组织的电导率及介电常数. 通过在乳腺模型中分别加入 3 个不同频带的超宽带天线阵列, 带宽涵盖 4~12 GHz, 采用共焦成像算法和波束形成算法对使用不同天线的色散模型进行成像对比, 确定出最优性能的天线. 2 种成像算法均能准确获得肿瘤位置图像, 使用频带为 4.0~7.5 GHz 的天线对色散模型进行波束形成成像时, 成像图分辨率较高, 干扰抑制最好, 可以清晰地分辨距离肋骨层仅 10 mm、直径为 5 mm 的肿瘤.

**关键词:** 超宽带乳腺肿瘤检测; 色散模型; 天线阵列; 共焦成像; 波束形成成像

中图分类号: TN98

文献标志码: A

文章编号: 0493-2137(2013)07-0579-06

## Optimum Antenna Array System Used for 3D UWB Breast Cancer Imaging

Xiao Xia, Wang Liang, Xu Li

(School of Electronic and Information Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

**Abstract:** Three-dimensional Debye dispersion model of ultra-wide bandwidth (UWB) breast cancer detection system can better approximate to the conductivity and permittivity of human tissues. An optimum antenna was determined by applying confocal imaging and beamforming imaging to dispersion model with three antenna arrays of different frequency band, whose bandwidths range from 4 GHz to 12 GHz. Both imaging algorithms can achieve the accurate tumor position in images. However, a resultant image of beamforming using an antenna with the bandwidth of 4.0—7.5 GHz in dispersion model clearly shows a tumor, 5 mm in diameter and 10 mm from the rib, with preferable resolution ratio and interference rejection.

**Keywords:** ultra-wide bandwidth (UWB) breast cancer detection; dispersion model; antenna array; confocal imaging; beamforming imaging

超宽带(ultra-wide bandwidth, UWB)微波检测乳腺肿瘤技术相比于钼靶 X 射线、CT 断层扫描和 MIR 核磁共振等, 具有对人体辐射较小、成像速度较快、成本较低等突出优点. 该技术已经引起国际上数个研究团队的关注.

1998 年, 美国 Wisconsin-Madison 大学的 Hagness 等<sup>[1]</sup>将主要用作军事目的的探地雷达技术用于医学成像领域, 提出了一种超宽带微波共焦方案用于乳腺癌的检测. 随后, Hagness 等<sup>[2]</sup>又将时空波束形成技术应用于检测中, 提出了效果更好的波束形成成像算法. 随着最近几年研究的深入, 多款天线被成功研制出来并用于肿瘤成像. 日本 Kubota 等<sup>[3]</sup>设计了一种

蝶形超宽带天线用于乳腺肿瘤成像, 共焦处理得到的二维图像能够较准确定位模拟肿瘤的金属板. 昆士兰大学 Bialkowski 等<sup>[4]</sup>设计了一种侧向辐射强度较高的天线, 将天线竖立并紧密排布于乳房周围, 解决了由于天线较大导致的天线排布占据空间过多的问题. 英国 Klemm 等<sup>[5]</sup>设计的检测系统使用特殊的过渡介质填充于天线和乳房之间, 降低了天线穿透空气造成的电磁波损耗.

目前 UWB 检测系统的模型实验正不断得到改进, 其中有几个关键性问题需要解决: 检测乳腺肿瘤过程中由天线频带不同引起的成像分辨率的差别; 实际天线发射脉冲时信号畸变对成像的影响; 乳腺模型

收稿日期: 2012-01-11; 修回日期: 2012-07-13.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61271323); 毫米波国家重点实验室重点开放基金资助项目(K200913).

作者简介: 肖 夏(1971—), 女, 博士, 教授, xiaxiao@tju.edu.cn.

通讯作者: 王 梁, shenhuangdadi@sina.com.

采用色散介质时肿瘤成像分辨率降低. 以上缺陷对肿瘤检测实验影响较大. 笔者将不同性能的天线应用于乳腺肿瘤色散模型中, 使仿真成像接近于肿瘤检测实验系统的成像. 实验中使用 3 种频带不同的天线均匀排布于三维乳腺模型正上方, 向下发射 UWB 信号, 接收天线接收遭遇肿瘤的后向散射信号, 经共焦算法<sup>[6]</sup>和波束形成 (beamforming) 算法<sup>[2,7]</sup>成像, 对比不同天线的成像结果, 确定性能最好的天线.

### 1 三维乳腺色散模型

UWB 信号频谱很宽, 不同频率信号在人体中传播时, 人体组织的介电常数和电磁波的传播速度会发生变化, 这种现象称为介质的色散<sup>[1]</sup>, 色散介质相比非色散介质的显著区别是色散介质含有较多的水分. 人体皮肤、正常乳腺脂肪组织、乳房附近的肋骨层及乳腺肿瘤都是含水组织, 在高频情况下, 色散模型更好地模拟了实际人体乳房.

色散介质介电常数 $\epsilon$ 和电导率 $\sigma$ 随频率发生变化的曲线称为色散曲线. 仿真参数要与实际人体组织的电特性相拟合, 本文采用单极 Debye 模型对人体组织 $\epsilon$ 值和 $\sigma$ 值进行近似. 单极 Debye 模型<sup>[8]</sup>表达式为

$$\epsilon_r = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (1)$$

$$\sigma = \sigma_s + \frac{\tau \epsilon_0 (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \omega^2}{1 + \omega^2 \tau^2} \quad (2)$$

式中:  $\epsilon_r$  为人体色散组织不同频率下的相对介电常数;  $\epsilon_\infty$  为频率趋向于无穷大时该组织的相对介电常数;  $\epsilon_s$  为频率为零时人体组织的相对介电常数;  $\tau$  为弛豫时间常数;  $\sigma_s$  为人体组织的静态电导率. 经过 Debye 近似并选取适当的  $\epsilon_s$ 、 $\epsilon_\infty$  和  $\tau$ ,  $\epsilon_r$  曲线与人体组织相对介电常数测量值基本吻合. 基于 MATLAB 建立的 FDTD 仿真模型中<sup>[9]</sup>, 成像效果受组织介电常数改变的影响较大, 因此得到符合实测的乳腺组织介电常数, 成像会比较准确. 乳腺不同组织的单极 Debye 模型参数值如表 1 所示<sup>[8, 10]</sup>.

表 1 乳腺组织 Debye 色散模型参数

Tab.1 Parameters of mammary Debye dispersion model

乳房组织	$\epsilon_\infty$	$\epsilon_s$	$\tau/\text{ps}$	$\sigma_s/(\text{S} \cdot \text{m}^{-1})$
皮肤	4.0	39	7.96	0.000 4
脂肪	2.5	3	7.96	0.010 0
肿瘤	4.0	56	8.38	0.700 0
肋骨	2.5	18	13.26	0.070 0

图 1 为根据表 1 中参数值绘制的色散曲线. 相比于色散模型, 非色散情况下通常选取该介质的某一

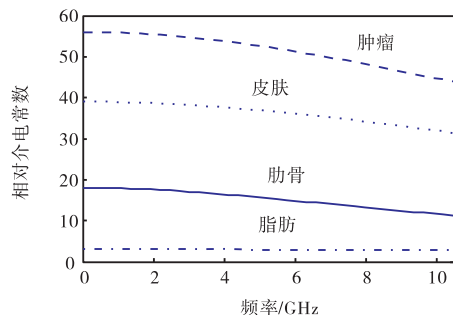


图 1 人体乳腺组织色散曲线

Fig.1 Dispersion curves of human breast tissues

固定介电常数值作为仿真参数, 但对宽频带 UWB 信号是不准确的.

天线阵列采用 9 天线复用结构, 每个天线既是发射天线也是接收天线. 天线收发模式为 1 发 8 收, 即分别使用 1~9 号天线作为发射天线, 其余天线作为接收天线. 更换不同频带的天线时, 天线中心位置不变. 天线阵列的俯视图如图 2 所示.

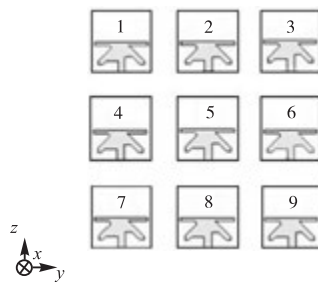


图 2 天线阵列俯视图

Fig.2 Top view of antenna array

乳腺建模采用长方体结构 ( $x = 80 \text{ mm}$ ,  $y = 100 \text{ mm}$ ,  $z = 100 \text{ mm}$ ), 如图 3 所示, 从上至下依次为皮肤、乳腺正常脂肪组织、肋骨. 脂肪组织中包含球形肿瘤, 肿瘤位置随机, 直径为 5 mm. 天线阵列紧贴皮肤层, 防止电磁波穿透空气损耗过大. 设定模型四周为电磁波匹配层吸收边界条件 (perfectly matched layer, PML)<sup>[9]</sup>, 避免发射信号在模型侧面的反射干扰成像.

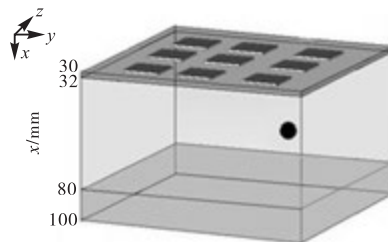


图 3 乳腺肿瘤模型

Fig.3 Breast and tumor model

## 2 超宽带天线设计

本文设计了 3 个分别工作于中低频、中频、高频的 UWB 天线, 用于对比不同频带信号在色散条件下探测肿瘤的成像效果, 确定哪种频率成分对成像效果影响较大。

天线 1 频带为 4.0 ~ 7.5 GHz, 结构如图 4 所示, 正面为发射极子, 反面为接地板, 接地板上开槽<sup>[11]</sup>。天线的尺寸为 20 mm × 20 mm × 1 mm, 基板采用介电常数为 4.6 的 FR-4 材料, 基板上的金属贴片厚度为 0.05 mm, 发射极子为叉状, 接地板开槽大小为 17 mm × 18 mm, 其他细节详见图 4。天线 1 的回波损耗 (S<sub>11</sub>) 曲线如图 5(a) 所示, 发射信号低频成分较多。

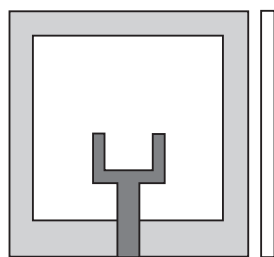
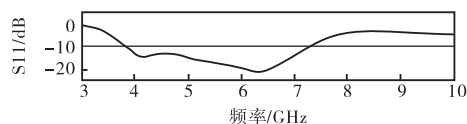
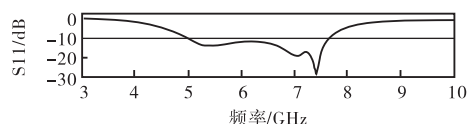


图 4 天线 1 结构

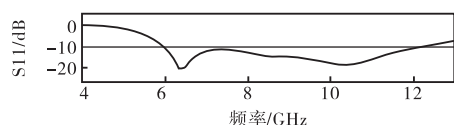
Fig.4 Structure of the first antenna



(a) 天线 1



(b) 天线 2



(c) 天线 3

图 5 3 个天线的回波损耗曲线

Fig.5 Return loss curves of three antennas

天线 2 频带为 5.0 ~ 7.5 GHz, 结构同天线 1 类似, 天线尺寸为 16 mm × 16 mm × 1 mm, 基板材料及金属贴片厚度同天线 1, 发射极子呈“不”字形状, 接地板开槽大小为 13 mm × 14 mm, 其他结构详见图 6。天线的回波损耗曲线如图 5(b) 所示, 天线频带范围主要集中在中频成分上。

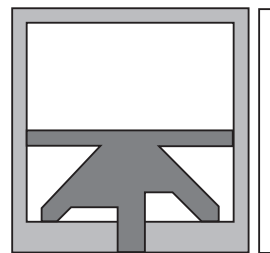


图 6 天线 2 结构

Fig.6 Structure of the second antenna

天线 3 频带为 6 ~ 12 GHz, 基板材料和金属贴片厚度同天线 1, 天线尺寸为 13 mm × 10 mm × 0.5 mm, 接地板开槽为不规则形状, 发射极子为叉状, 天线 3 结构如图 7 所示。天线的回波损耗曲线如图 5(c) 所示, 频带中没有低频成分, 含有较宽的高频成分。

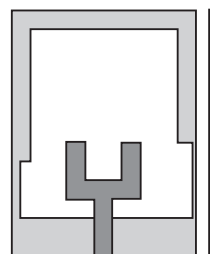
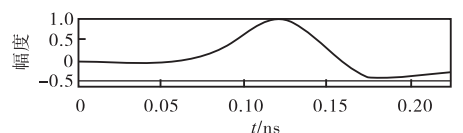


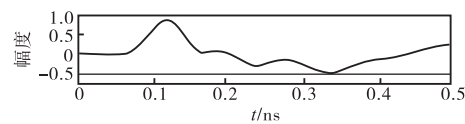
图 7 天线 3 结构

Fig.7 Structure of the third antenna

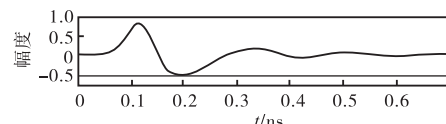
仿真中, 本文所述的实际天线会导致发射信号的畸变, 因此对天线的发射波形进行了测试。天线馈电端口加载一阶导数高斯脉冲信号, 3 个天线的发射波形如图 8 所示。



(a) 天线 1



(b) 天线 2



(c) 天线 3

图 8 3 个天线的发射波形

Fig.8 Transmitted waveforms of three antennas

3 个天线馈电端口均加载一阶导数高斯脉冲。图 8(a) 发射波形的正负峰值分别为 0.95 和 -0.4, 绝对值比例为 2.4 : 1; 图 8(b) 发射波形正负峰值分别为

0.77 和-0.53, 绝对值比例为 1.4 : 1; 图 8(c) 发射波形正负峰值分别为 0.87 和-0.55, 绝对值比例为 1.6 : 1. 天线 1 两波峰的绝对值相差较大, 绝对值较小的波峰成像不明显, 成像分辨率会较高. 天线 2 由于两波峰绝对值相近, 遇肿瘤后先后发生反射, 成像时相互干扰, 成像分辨率降低. 天线 3 同天线 2, 波峰绝对值比例低, 也会出现多重成像.

### 3 模型仿真成像结果

天线成像分辨率和准确度受肿瘤深度及肿瘤周围的介质影响, 本文设定了 2 个肿瘤位置, 第 1 个在  $x = 60 \text{ mm}$ ,  $y = 60 \text{ mm}$ ,  $z = 30 \text{ mm}$  处, 处于整个乳房的中心, 肿瘤四周较大范围是脂肪组织. 距离肋骨层较远, 两者成像不会相互干扰, 肿瘤容易被检测到. 第 2 个肿瘤位置取在  $x = 70 \text{ mm}$ ,  $y = 20 \text{ mm}$ ,  $z = 60 \text{ mm}$  处, 非常接近肋骨层, 两者成像时可能会相互干扰, 肿瘤不易被检测到. 设置第 1 个肿瘤检验各天线的成像位置是否准确, 设置第 2 个肿瘤检验天线的成像分辨率, 最后确定出性能最优的天线. 以下简称第 1 位置为乳房中心, 第 2 位置为近肋骨处.

选用天线 1, 肿瘤在乳房中心时模型的共焦成像和波束形成算法成像分别如图 9(a) 和 (b) 所示. 图

9(c) 和 (d) 分别为肿瘤在近肋骨处时共焦成像图和波束形成算法成像. 天线 2、3 成像见图 10 和图 11, 对应的仿真情况同天线 1.

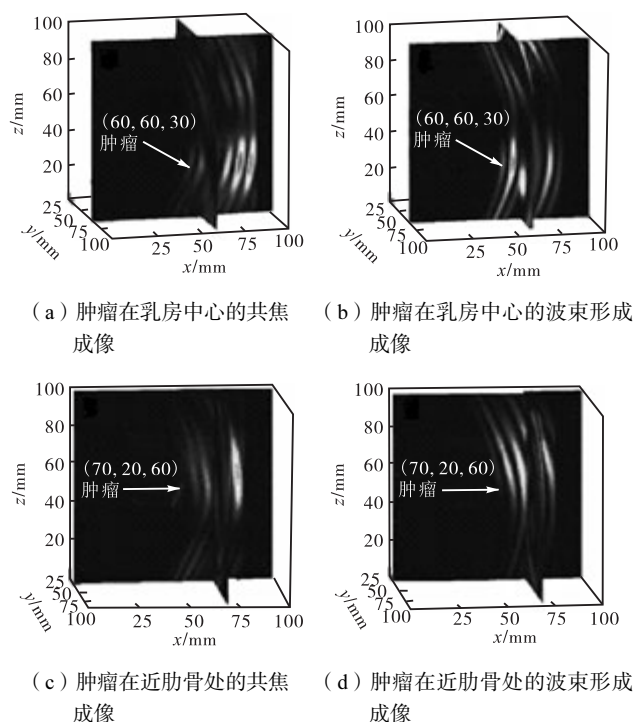


图 10 使用天线 2 的乳房模型共焦成像和波束成像

Fig.10 Confocal images and beamforming images of breast model with the second antenna

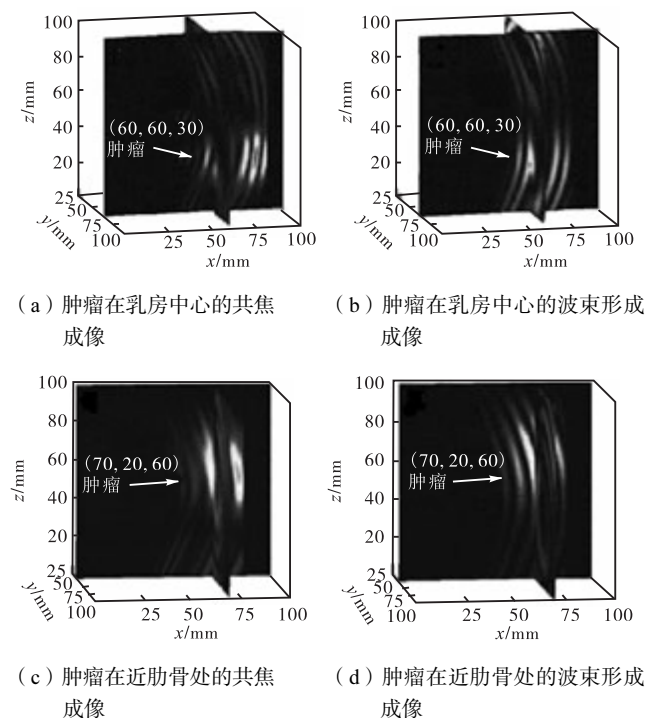


图 9 使用天线 1 的乳房模型共焦成像和波束形成成像

Fig.9 Confocal images and beamforming images of breast model with the first antenna

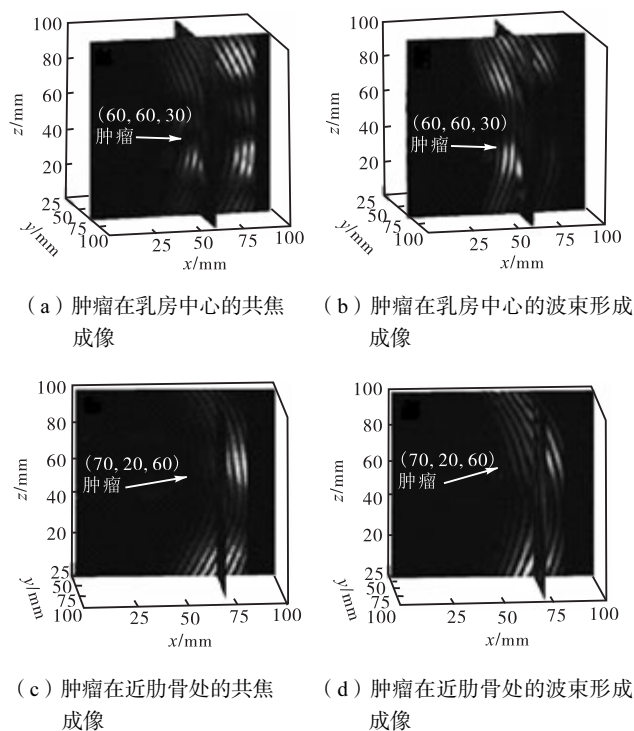


图 11 使用天线 3 的乳房模型共焦成像和波束成像

Fig.11 Confocal images and beamforming images of breast model with the third antenna



### 3.1 肿瘤模型共焦成像和波束形成成像

图 9(a) 和 (b) 区别显著, 共焦成像在肋骨层  $x = 80 \text{ mm}$  处有明亮的亮点, 波束形成成像仅在该位置有暗淡的亮点. 2 种算法使用同样的接收信号, 但共焦算法是较单一的反射信号幅值叠加<sup>[12]</sup>; 波束形成成像算法根据肿瘤反射信号具有相关性, 使肿瘤信息增强, 非肿瘤信息相关性较弱, 增强不明显. 相比之下, 波束形成算法突出了肿瘤在图像中的信息<sup>[2]</sup>. 对比图 9~图 11 中所有 (a)、(b) 图, 结论是一致的.

共焦成像图 9(a) 显示肋骨反射信号峰值大于肿瘤反射信号峰值. 发射信号穿过富含水分的肿瘤时, 含水介质电导率较大, 电磁波损耗很多, 肿瘤后向散射信号比肋骨后向散射信号微弱. 下面的波形对比有力验证了上述观点.

图 12 给出了同一接收天线接收到的 4 组来自不同发射天线的肿瘤信号, 图中方框区域是肿瘤信号波形, 圆圈区域是肋骨信号波形. 图 12(a)、(b)、(c) 和 (d) 方框处肿瘤信号的幅值大小不相同, 形状却几乎相同. 其中图 12(a)、(c) 和 (d) 方框中第 1 峰值和第 2 峰值的比例均约等于 0.50, 图 12(b) 两峰值比例为 0.60, 各肿瘤信号相关性强, 经过波束形成算法处理, 肿瘤成像被加强. 对比每个子图圆圈区域来自不同发射天线的肋骨信号, 肋骨信号区别较大, 图 12(a) 肋骨信号两峰值比例为 1.16, 图 12(b) 两峰值比例为

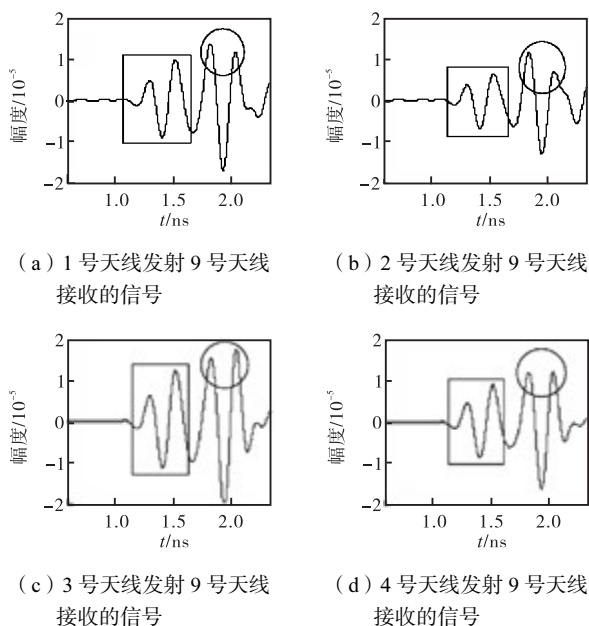


图 12 同一接收天线接收的 4 组不同发射天线的肿瘤信号

Fig.12 Received tumor signals of one receiving antenna from other four transmitting antennas

1.65, 图 12(c) 两峰值比例为 0.86, 图 12(d) 两峰值比例为 0.98. 来自不同天线的肋骨信号差别大, 相关性差, 经波束形成算法处理后, 肋骨信号增强不明显, 成像弱. 综上, 即使接收的肋骨信号大于肿瘤信号, 波束形成算法减淡了肋骨处亮点, 突出了肿瘤, 如图 9(b) 所示.

### 3.2 天线信号畸变的多重成像现象

图 11(a) 和 (b) 肿瘤和肋骨处均出现二重成像现象, 肿瘤位置有 2 个较弱亮点, 肋骨处 2 个亮点明显. 图 11(b) 中, 波束形成算法使肿瘤处 2 个亮点更加突出, 这种多重成像严重影响图像质量, 难以确定肿瘤位置. 从图 12 可知, 天线馈电端口加载一阶导数高斯信号时, 天线的频带限制信号不能原样发射, 波形严重畸变为多个峰值, 遇到肿瘤和肋骨时产生多重反射. 图 12 方框和圆圈中分别是肿瘤和肋骨的 2 次反射峰, 选择发射信号近似为单一峰值的天线对成像最有利.

### 3.3 天线的近肋骨肿瘤成像

由图 9 和图 10 的 (c) 和 (d) 可知, 天线 1、2 的近肋骨肿瘤成像效果较好, 采用单一峰值的天线 1 时, 共焦成像和波束形成成像在肿瘤和肋骨处均有清晰可见的亮点, 不受肋骨干扰. 天线 2 效果比天线 1 稍差. 使用天线 3 时, 肋骨和肿瘤位置过于接近, 两者多峰值反射信号叠加在一起, 导致图 11(c) 和 (d) 中从肿瘤到肋骨处出现多道亮纹, 无法识别肿瘤和肋骨. 综上, 当肿瘤靠近肋骨层 (约 10 mm) 时, 使用单一峰值天线 1 仍可清晰地显示肿瘤和肋骨.

### 3.4 最优天线的选择

天线 2 频带为 5.0~7.5 GHz, 成像如图 10 所示. 色散情况下图 10(a) 和 (b) 中肿瘤图像清晰度较好, 发射波形略有畸变, 图像产生重叠, 影响分辨率. 使用频带为 4.0~7.5 GHz 的中低频天线 1, 成像图 9(a) 和 (b) 在清晰度上比应用 5.0~7.5 GHz 中频天线的色散模型成像图 10(a) 和 (b) 有所提高, 原因是色散介质电导率大<sup>[1]</sup>, 电磁波频率越高损耗越严重, 低频信号能更多地保留肿瘤信息.

天线 3 频带为 6~12 GHz, 没有低频成分, 肿瘤信息损失程度可以参照图 11, 高频电磁波损耗非常严重, 仅能看到肿瘤的微弱亮点. 相比于共焦成像图 11(c), 波束算法成像图 11(d) 中的肿瘤成像也没有被有效加强.

综上所述, 选用低频天线发射单一峰值信号时, 色散肿瘤检测系统成像图分辨率较高, 图 9(b) 和 (d) 中成像已经达到较好效果.

## 4 结 论

(1) 本文将色散模型和实际超宽带天线引入乳腺肿瘤检测系统中, 选用 4.0 ~ 7.5 GHz 低频天线成像时图像效果很好, 分辨率最高, 天线发射信号的波形畸变最小, 多重成像抑制最好. 波束形成算法使色散介质情况下的肿瘤成像更清晰、突出, 减弱了肋骨处亮点. 检测系统能准确清晰地显示肿瘤图像.

(2) 采用该天线的乳房色散模型较好地模拟了人体乳房结构, 能检测到直径为 5 mm、距离肋骨层仅 10 mm 的乳腺肿瘤. 多次仿真验证了成像结果清晰、准确, 为乳腺肿瘤检测实验提供了可靠的依据.

### 参考文献:

- [1] Hagness S C, Taflove A, Bridges J E. Two-dimensional FDTD analysis of a pulsed microwave confocal system for breast cancer detection: Fixed-focus and antenna-array sensors[J]. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 1998, 45(12): 1470-1473.
- [2] Bond E J, Li Xu, Hagness S C. Microwave imaging via space-time beamforming for early detection of breast cancer[J]. *IEEE Transactions of Antennas and Propagation*, 2003, 51(8): 1698-1703.
- [3] Kubota S, Xiao Xia. Characteristics of UWB bow-tie antenna integrated with balun for breast cancer detection [C]//*IEEE Antennas and Propagation Society Symposium*. Honolulu, USA, 2007: 769-772.
- [4] Bialkowski M, Ireland D, Wang Yifan. Ultra-wideband array antenna system for breast imaging [C]//*Asia-Pacific Microwave Conference*. Japan, 2010: 267-270.
- [5] Klemm M, Craddock I J, Leendertz J A. Radar-based breast cancer detection using a hemispherical antenna array-experimental results[J]. *IEEE Transactions of Antennas and Propagation*, 2009, 57(6): 1692-1702.
- [6] Xiao Xia, Kikkawa Takamaro. Extraction of calibration waveform for confocal microwave imaging for early breast cancer detection [C]//*IEEE International Symposium on Microwave, Antenna, Propagation, and EMC Technologies for Wireless Communications*. Hangzhou, China, 2007: 1287-1290.
- [7] O'Halloran M, Jones E, Glavin M. Quasi-multistatic MIST beamforming for the early detection of breast cancer[J]. *IEEE Transactions of Biomedical Engineering*, 2010, 57(4): 830-838.
- [8] Gabriel S, Lau R W, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues(III): Parametric models for the dielectric spectrum of tissues[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(11): 2272-2273.
- [9] Liu Xu, Xiao Xia. Ultra-wideband microwave image reconstruction via FDTD with PML boundary condition for early breast cancer detection [C]//*IEEE International Conference on Ultra-Wideband*. Nanjing, China, 2010: 1-4.
- [10] Gabriel S, Lau R W, Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues(II): Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1996, 41(11): 2255-2267.
- [11] Gibbins D, Klemm M, Craddock I J. A comparison of a wide-slot and a stacked patch antenna for the purpose of breast cancer detection[J]. *IEEE Transactions of Antennas and Propagation*, 2010, 58(3): 665-672.
- [12] 赵亦波, 李建龙, 丁亮. 基于雷达原理的脉冲微波共焦成像检测乳腺癌[J]. *生物医学工程研究*, 2010, 29(1): 52-53.  
Zhao Yibo, Li Jianlong, Ding Liang. Detect breast cancer using confocal microwave imaging based on radar theory[J]. *Journal of Biomedical Engineering Research*, 2010, 29(1): 52-53 (in Chinese).

## 如何学习天线设计

天线设计理论晦涩高深, 让许多工程师望而却步, 然而实际工程或实际工作中在设计天线时却很少用到这些高深晦涩的理论。实际上, 我们只需要懂得最基本的天线和射频基础知识, 借助于 HFSS、CST 软件或者测试仪器就可以设计出工作性能良好的各类天线。

易迪拓培训([www.edatop.com](http://www.edatop.com))专注于微波射频和天线设计人才的培养, 推出了一系列天线设计培训视频课程。我们的视频培训课程, 化繁为简, 直观易学, 可以帮助您快速学习掌握天线设计的真谛, 让天线设计不再难...



### HFSS 天线设计培训课程套装

套装包含 6 门视频课程和 1 本图书, 课程从基础讲起, 内容由浅入深, 理论介绍和实际操作讲解相结合, 全面系统的讲解了 HFSS 天线设计的全过程。是国内最全面、最专业的 HFSS 天线设计课程, 可以帮助你快速学习掌握如何使用 HFSS 软件进行天线设计, 让天线设计不再难...

课程网址: <http://www.edatop.com/peixun/hfss/122.html>

### CST 天线设计视频培训课程套装

套装包含 5 门视频培训课程, 由经验丰富的专家授课, 旨在帮助您从零开始, 全面系统地学习掌握 CST 微波工作室的功能应用和使用 CST 微波工作室进行天线设计实际过程和具体操作。视频课程, 边操作边讲解, 直观易学; 购买套装同时赠送 3 个月在线答疑, 帮您解答学习中遇到的问题, 让您学习无忧。

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/cst/127.html>



### 13.56MHz NFC/RFID 线圈天线设计培训课程套装

套装包含 4 门视频培训课程, 培训将 13.56MHz 线圈天线设计原理和仿真设计实践相结合, 全面系统地讲解了 13.56MHz 线圈天线的工作原理、设计方法、设计考量以及使用 HFSS 和 CST 仿真分析线圈天线的具体操作, 同时还介绍了 13.56MHz 线圈天线匹配电路的设计和调试。通过该套课程的学习, 可以帮助您快速学习掌握 13.56MHz 线圈天线及其匹配电路的原理、设计和调试...

详情浏览: <http://www.edatop.com/peixun/antenna/116.html>



## 关于易迪拓培训:

易迪拓培训([www.edatop.com](http://www.edatop.com))由数名来自于研发第一线的资深工程师发起成立,一直致力和专注于微波、射频、天线设计研发人才的培养;后于 2006 年整合合并微波 EDA 网([www.mweda.com](http://www.mweda.com)),现已发展成为国内最大的微波射频和天线设计人才培养基地,成功推出多套微波射频以及天线设计经典培训课程和 ADS、HFSS 等专业软件使用培训课程,广受客户好评;并先后与人民邮电出版社、电子工业出版社合作出版了多本专业图书,帮助数万名工程师提升了专业技术能力。客户遍布中兴通讯、研通高频、埃威航电、国人通信等多家国内知名公司,以及台湾工业技术研究院、永业科技、全一电子等多家台湾地区企业。

## 我们的课程优势:

- ※ 成立于 2004 年, 10 多年丰富的行业经验
- ※ 一直专注于微波射频和天线设计工程师的培养,更了解该行业对人才的要求
- ※ 视频课程、既能达到了现场培训的效果,又能免除您舟车劳顿的辛苦,学习工作两不误
- ※ 经验丰富的一线资深工程师主讲,结合实际工程案例,直观、实用、易学

## 联系我们:

- ※ 易迪拓培训官网: <http://www.edatop.com>
- ※ 微波 EDA 网: <http://www.mweda.com>
- ※ 官方淘宝店: <http://shop36920890.taobao.com>