

· 生物电子学 ·

随机相位编码抑制微波医学成像中RFI的研究

胡永忠, 李廷军, 周正欧

(电子科技大学电子工程学院 成都 610054)

【摘要】 射频干扰是影响微波医学成像质量的重要因素。分析了射频干扰对单频连续波成像系统的影响机理, 针对同频率射频干扰问题, 利用系统激励信号源和干扰信号源不相关的特点, 提出对系统激励信号源初始相位按零均值随机相位编码的方法, 可以将同频率干扰转变为零均值随机信号, 进而再采用传统的均值滤波算法进行抑制。以乳腺癌二维微波医学成像为例, 通过仿真成像实验验证了该方法的有效性。

关键词 微波医学成像; 牛顿迭代算法; 随机相位编码; 射频干扰

中图分类号 TM152

文献标识码 A

doi:10.3969/j.issn.1001-0548.2011.06.028

Research on Phase Random Coding to Suppress RFI in Microwave Medical Imaging System

HU Yong-zhong, LI Ting-jun, and ZHOU Zheng-ou

(School of Electronic Engineering, University of Electronic Science and Technology of China Chengdu 610054)

Abstract The radio frequency interference (RFI) is a dominant factor to degrade the image quality in microwave medical imaging systems. This paper analyzes the effects of RFI incurred in microwave medical imaging systems, and proposes a phase random coding method to transform RFI into zero mean random signal. The RFI can be suppressed easily using traditional mean value filter algorithm. A set of 2D breast cancer imaging experiments with simulated data demonstrate the proposed method is feasible and effective.

Key words microwave medical imaging; Newton iterative algorithm; phase random coding; radio frequency interference

研究表明肿瘤组织及其周围的正常组织在微波特性上存在高达3:1以上的对比度^[1-2], 这主要是由于肿瘤组织通常含有比正常组织高得多的水份和血液含量所致。该特性使微波医学成像成为极具发展潜力的早期肿瘤诊断技术手段, 从而受到广泛的关注和研究。在过去的二十多年时间里, 专门用于研究早期乳腺癌诊断的微波医学成像实验系统被陆续研制出来, 基于仿真模型的仿真实验和基于临床病人的临床实验结果都表明^[3-5], 与传统的X射线方法相比, 利用微波参数特性成像, 在对肿瘤组织的早期诊断中具有较大的潜力和明显的优势。

随着微波技术的快速发展和应用普及, 大量的功能各异的微波产品正不断走进人们的生活, 如手机、广播电视、无线互联网、蓝牙通信设备等。这些无线设备在带来方便的同时, 也使环境中充满了

各种各样的射频干扰信号。根据GSM-900标准(class4)规定, 目前广泛使用的GSM手机设备最大功率可以高达2 W, 而用于医学成像的微波测试系统基于安全考虑发射功率大都小于5 mW; GSM手机设备工作频率介于800~1 900 MHz, 而常见的微波乳腺癌成像系统的工作频率也大都介于700~2 000 MHz^[3]。因此在应用中, 微波医学成像系统遭遇到强同频率干扰信号的情况会越来越多。虽然采用屏蔽室等手段可以较好地解决射频干扰, 但屏蔽室的建设成本昂贵且不方便移动, 难以普遍使用。射频干扰抑制问题在雷达成像里研究较多^[6-8], 而在微波医学成像中研究较少。本文分析了同频率射频干扰对微波医学成像系统的影响机理, 提出采用随机相位编码方法抑制同频率干扰信号, 并以乳腺癌二维微波医学成像为例, 通过仿真成像实验验证了该方法的正确

收稿日期: 2010-03-12; 修回日期: 2010-11-19

基金项目: 国家留学基金(2007A55018)

作者简介: 胡永忠(1969-), 男, 博士, 高级工程师, 主要从事微波成像算法及信号处理等方面的研究。

性和有效性。

1 牛顿迭代成像算法

目前广泛使用的二维微波医学成像系统的示意图^[9-10]如图1所示。成像系统天线阵列部分的示意图如图1a所示,成像系统的电路结构图如图1b所示。在图1a中,16个单极子天线均匀分布在一个圆形周界上,待成像的医学样本放置于天线阵列所围成的成像区域中。16个天线轮流作为发射源发射已知的单频连续波激励信号,其余的15个天线作为接收天线接收所在位置的微波散射信号。

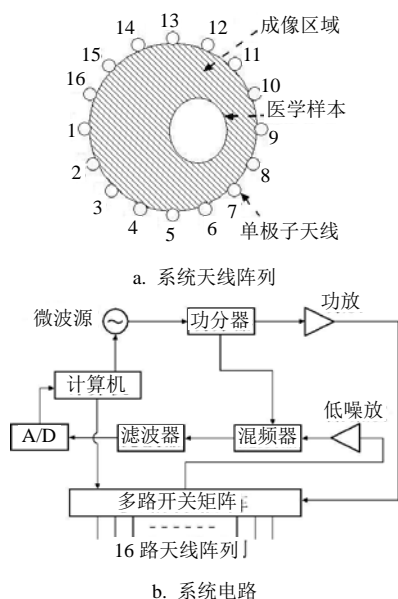


图1 微波医学成像系统示意图

当天线发射单频电磁波(TM模式)时,成像区域的电场分布满足亥姆霍兹(Helmholtz)方程^[10]:

$$\nabla^2 E_z + (w^2 \varepsilon - j\sigma w)\mu E_z = 0 \quad (1)$$

式中, E_z 为电场强度; w 为发射信号频率; ε 为介电常数; σ 为导电率; μ 为磁导率常数。在实际的医学成像应用中,磁导率 μ 通常在整个成像区域保持固定不变,而介电常数 ε 和导电率 σ 根据待成像的医学样本组织成份不同而具有不同的参数分布图像。在已知成像区域介电常数 ε 和导电率 σ 分布的条件下,由式(1)可采用有限元的方法计算出成像区域中的电场分布^[9]。

为了使用牛顿迭代算法计算成像区域中的介电常数和导电率参数的分布图像,将成像区域中的电场真实值用泰勒展开式^[9]近似表示为:

$$\Gamma_{E_true}(\varepsilon, \sigma) \cong \Gamma_{E_approx}(\varepsilon, \sigma) + \frac{\partial(\Gamma_{E_approx})}{\partial \varepsilon} \Delta \varepsilon + \frac{\partial(\Gamma_{E_approx})}{\partial \sigma} \Delta \sigma \quad (2)$$

$$\Phi_{E_true}(\varepsilon, \sigma) \cong \Phi_{E_approx}(\varepsilon, \sigma) + \frac{\partial(\Phi_{E_approx})}{\partial \varepsilon} \Delta \varepsilon + \frac{\partial(\Phi_{E_approx})}{\partial \sigma} \Delta \sigma \quad (3)$$

式中, Γ_{E_true} 和 Φ_{E_true} 分别为电场真实值的幅度和相位; Γ_{E_approx} 和 Φ_{E_approx} 分别为电场近似值的幅度和相位。在实际应用中,将接收天线得到的电场测量值 ($E-m$) 作为电场的真实值,将基于参数初始估计值 ε_{guess} 和 σ_{guess} 用有限元方法计算得到的电场计算值 ($E-c$) 作为电场的近似值,代入上式中可得到矩阵形式的表达式为^[9]:

$$[J^T J + \lambda I] \begin{Bmatrix} \Delta \varepsilon \\ \Delta \sigma \end{Bmatrix} = [J^T] \begin{Bmatrix} \Gamma_{E_m} - \Gamma_{E_c} \\ \Phi_{E_m} - \Phi_{E_c} \end{Bmatrix} \quad (4)$$

式中, $[J]$ 为雅可比矩阵(Jacobian matrix); λ 为马夸特(marquardt)收敛系数。

定义迭代目标函数为:

$$\min(E_m - E_c)(E_m - E_c)^* \quad (5)$$

使用牛顿非线性迭代方法进行成像的基本步骤可以描述如下^[9]:

- 1) 基于参数初始估计值,利用有限元方法计算出每一个天线发射已知频率的激励信号时,其余接收天线位置处的电场值;
- 2) 利用实际测量到的各个接收天线位置处的电场值计算方程式(4)右边的误差矢量;
- 3) 计算式(4)中雅可比矩阵 $[J]$ 的值;
- 4) 求解式(4),计算出成像区域中微波参数修正量 $\Delta \varepsilon$ 和 $\Delta \sigma$, 并以此修正步骤1)中用于有限元计算的参数初始估计值;
- 5) 重复步骤1)~4)的迭代计算,直到式(5)的迭代目标函数收敛为止。

2 干扰模型分析

一个固定的射频干扰源对微波医学成像系统干扰的示意图如图2所示。

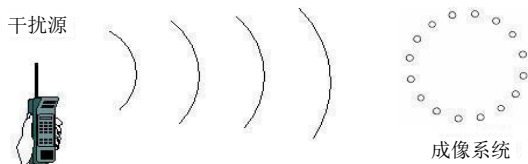


图2 射频源干扰微波医学成像系统示意图

定义成像系统中的激励信号为:

$$s(t) = \Gamma_s e^{j(2\pi f_s t + \theta_s)} \quad (6)$$

式中, Γ_s 为激励信号的幅度; f_s 为激励信号的频率; θ_s 为激励信号的初始相位。

定义干扰源信号为:

$$n(t) = \Gamma_n e^{j(2\pi f_n t + \theta_n)} \quad (7)$$

式中, Γ_n 为干扰信号的幅度; f_n 为干扰信号的频率; θ_n 为干扰信号的初始相位。

定义成像系统中的接收信号为:

$$\begin{cases} r(t) = r_1(t) + r_2(t) \\ r_1(t) = \Gamma_{r_1} e^{j(2\pi f_s t + \theta_s + \theta_1)} \\ r_2(t) = \Gamma_{r_2} e^{j(2\pi f_n t + \theta_n + \theta_2)} \end{cases} \quad (8)$$

式中, Γ_{r_1} 和 Γ_{r_2} 分别为接收激励信号 $s(t)$ 和干扰信号 $n(t)$ 的幅值; θ_1 和 θ_2 分别为接收激励信号 $s(t)$ 和干扰信号 $n(t)$ 的相位滞后值。

$r(t)$ 经过混频器后的信号可以表示为:

$$\begin{cases} r_h(t) = r_1(t) + r_2(t) \\ r_{h_1}(t) = \Gamma_{h_1} e^{j\theta_1} \\ r_{h_2}(t) = \Gamma_{h_2} e^{j[2\pi(f_n - f_s)t + \theta_n + \theta_2 - \theta_s]} \end{cases} \quad (9)$$

式中, Γ_{h_1} 和 Γ_{h_2} 分别为混频后接收激励信号 $s(t)$ 和干扰信号 $n(t)$ 的幅值。当 $f_n \neq f_s$ 时, $r_{h_1}(t)$ 为一个复常量, $r_{h_2}(t)$ 为频率为 $(f_n - f_s)$ 的交变信号, 采用低通滤波器等方法可以较好地抑制 $r_{h_2}(t)$ 。当 $f_n = f_s$ 时, $r_{h_2}(t)$ 变成与 $r_{h_1}(t)$ 类似的复常量, 采用传统的方法难以消除其值。

当有 N 个相互独立的同频干扰源同时作用于成像系统时, 式(9)中的 $r_{h_2}(t)$ 等效于 N 个复常量的叠加, 其结果等同于一个复常量, 因此在后面的分析中都假定 $r_{h_2}(t)$ 为一个复常量干扰项。

3 随机相位编码

在图1b中引入移相电路, 如图3所示。计算机控制移相器使系统激励信号 $s(t)$ 的初始相位 θ_s 可以被均匀分布在 $[-\pi, \pi]$ 的随机序列来改变。

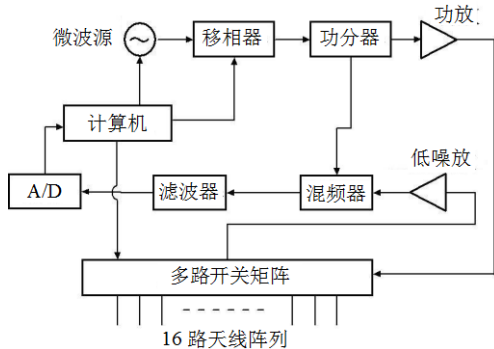


图3 带有随机相位编码功能的微波成像系统电路示意图

假设 $f_n = f_s$, 有 N 组测试数据, 且每组测试数据对应的激励信号初始相位 θ_{s_i} 为满足均匀分布在 $[-\pi, \pi]$ 的随机相位, 对该 N 组测试数据进行求均值处理可得:

$$\begin{cases} r_h(N, t) = r_{h_1}(N, t) + r_{h_2}(N, t) \\ r_{h_1}(N, t) = \Gamma_{h_1} e^{j\theta_1} \\ r_{h_2}(N, t) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \Gamma_{h_2} e^{j(\theta_n + \theta_2 - \theta_{s_i})} \end{cases} \quad i \in [1, N] \quad (10)$$

式中, $r_{h_1}(N, t)$ 理论上与 N 无关; $r_{h_2}(N, t)$ 则随着 N 的增大将逐渐趋于零, 从而实现抑制同频率干扰信号的目的。

4 仿真实验和分析

考虑在实际工作情况下, 图1a所示的16个天线接收到的同频率干扰是相互独立的, 因此采用一组包含有16个幅值($\Gamma_{h_{2_i}}$, $i \in [1, 16]$)和16个相角($(\theta_n + \theta_2)_i$, $i \in [1, 16]$)的随机数据, 描述位于16个接收天线位置处的干扰情况。为了更全面地考察该算法的效果, 本文采用3组不同的随机数据(A、B和C)进行仿真实验。这3组数据如图4所示, 其中代表幅度的数据是均匀分布在 $[0, 1]$ 上的随机数据, 代表相角的数据是均匀分布在 $[-\pi, \pi]$ 上的随机数据。

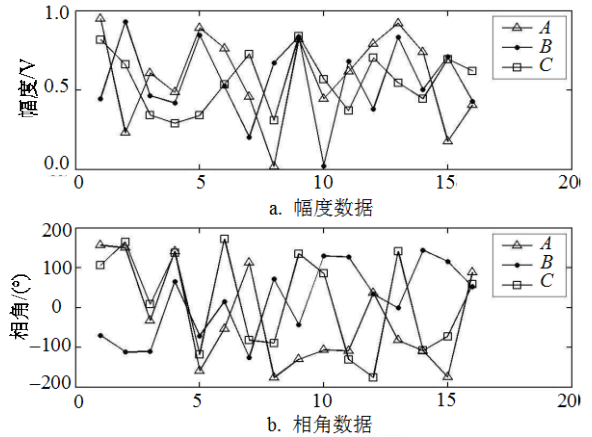


图4 3组(A,B,C)16个随机数据

为了定量地描述系统中同频率干扰被抑制的程度, 定义干扰信号幅度值之和为:

$$R_{h_2}(N) = \sum_{i=1}^{16} \|r_{h_{2_i}}(N, t)\| \quad (11)$$

式中, $r_{h_{2_i}}(N, t)$ 为第 i 个接收天线中的 $r_{h_2}(N, t)$ 。

采用随机相位编码方法对图4中的3组同频率干扰作数据处理的结果如图5所示。由图5可见, 当 $N > 40$ 时, 3组干扰数据的 $R_{h_2}(N)$ 基本都被抑制了90%左右, 且随着相位编码长度 N 的增加, 3组干扰数据的 $R_{h_2}(N)$ 呈逐渐减小的趋势。

在实际工作条件下, 式(10)中的 $r_{h_1}(N, t)$ 与 $r_{h_2}(N, t)$ 混叠在一起, 因此定义接收信号幅度值之和为:

$$R_h(N) = \sum_{i=1, i \neq j}^{16} \|r_{hi}(N, t)\| \quad (12)$$

式中, $r_{hi}(N, t)$ 为第 i 个接收天线的 $r_h(N, t)$; j 为当前作为激励天线的天线号。首先根据成像系统容许的数据采集时间要求确定相位编码最大长度 N_{\max} , 然后计算判断出使 $R_h(N)$ 最小的 N^* 值, 该 N^* 值所对应的 $r_{hi}(N^*, t)$ 即为该随机相位编码算法处理的结果。

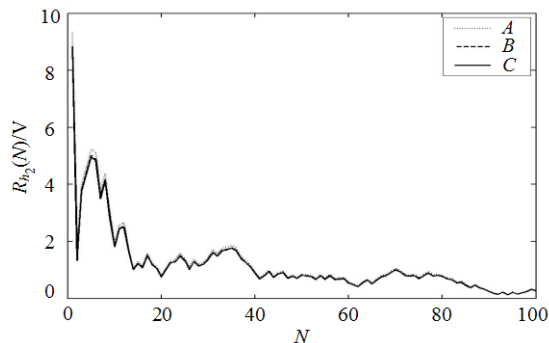


图5 随机相位编码处理后的 $R_h(N)$

为了更直观地描述该算法的效果, 以文献[10]中的乳腺癌二维微波成像实验为例, 设计了一组乳腺癌微波成像仿真实验。乳腺癌模型如图6所示, 成像区域由均匀分布在一个半径 $R_1=71$ mm 圆周上的16个单极子天线所围成(如图1a所示), 一个半径为 $R_2=51$ mm 模拟乳房组织的实验样品中包含了一个半径 $R_3=10$ mm 的肿瘤组织, 该肿瘤组织的中心偏离乳房组织中心的距离 $D=25$ mm。实验中假定肿瘤组织的相对介电常数为76.9, 导电率为1.54 s/m; 乳房组织的相对介电常数为42, 导电率为0.67 s/m, 用于信号耦合的盐水相对介电常数为76.9, 导电率为1.54 s/m, 实验样品放置于成像区域的中央^[10]。成像系统激励信号频率为900 MHz, 与GSM手机工作频率一致。成像计算中使用的有限元网格由432个节点和798个单元组成, 如图7所示。实验中使用的仿真数据由5倍于该网格的精细网格计算产生。

首先对仿真数据进行迭代成像, 成像结果如图8所示。仿真模型中, 乳房组织和肿瘤组织的形态和参数值都能被准确地成像出来。然后在仿真数据中加入10%的干扰数据, 即 $\text{SNR}=1:0.1$ 。再对其进行迭代成像, 成像结果如图9所示。在干扰数据的影响下, 仿真模型中的目标图像几乎都不能完整地成像出来。同时, 在干扰强度相同的情况下, 干扰源的分布不同, 对成像结果的影响也不同。本文使用一组长度为 $N_{\max}=50$ 的随机相位编码数据对上述受干扰数据进行处理, 处理后的成像结果如图10所示。图

10结果表明, 使用该随机相位编码方法, 可以有效地消除同频率干扰对成像结果的影响。

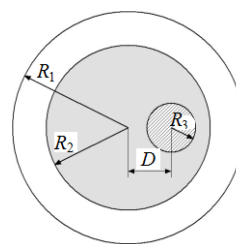


图6 乳腺癌仿真模型示意图

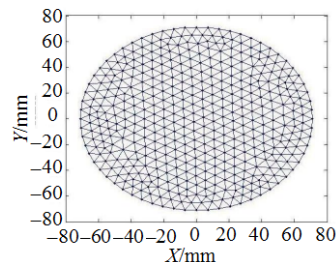


图7 由432个节点和798个单元组成的有限元网格

本文使用加入50%干扰的数据(即 $\text{SNR}=1:0.5$)进行成像实验, 并分别以长度 $N_{\max}=50$ 和 $N_{\max}=100$ 的两组随机相位编码数据对受干扰数据进行处理, 成像结果如图11所示。由于篇幅限制, 本文只给出了加入干扰数据A的成像实验结果, 加入干扰数据B和C的成像实验结果与该结果相类似。

由图11的成像结果可见, 加入50%干扰后的成像结果已经不能完全成像出仿真模型中的目标图像。对该受干扰数据使用长度 $N_{\max}=50$ 的随机相位编码数据进行处理后, 其成像结果基本可以成像出仿真模型中乳房组织和肿瘤组织的形态特征和微波参数值, 但其中的肿瘤组织的图像形态还不够完整。重新对该受干扰数据使用长度 $N_{\max}=100$ 的随机相位编码数据进行处理, 其成像结果可以完整地成像出乳房组织和肿瘤组织的形态特征和微波参数值。由此可见, 随着干扰信号强度的增加, 需要使用更长长度的随机相位编码来处理, 才能得到较理想的成像结果。从理论上讲, 相位编码长度越长, 去除同频率干扰的效果就越好, 但随之而来的数据采集时间也相应变长。

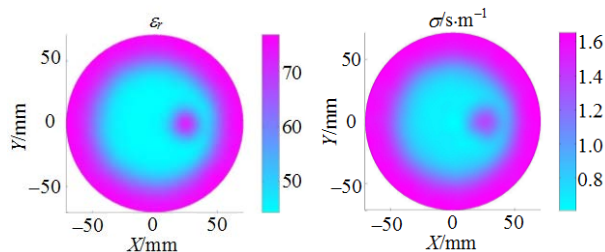


图8 没加干扰的仿真数据成像结果

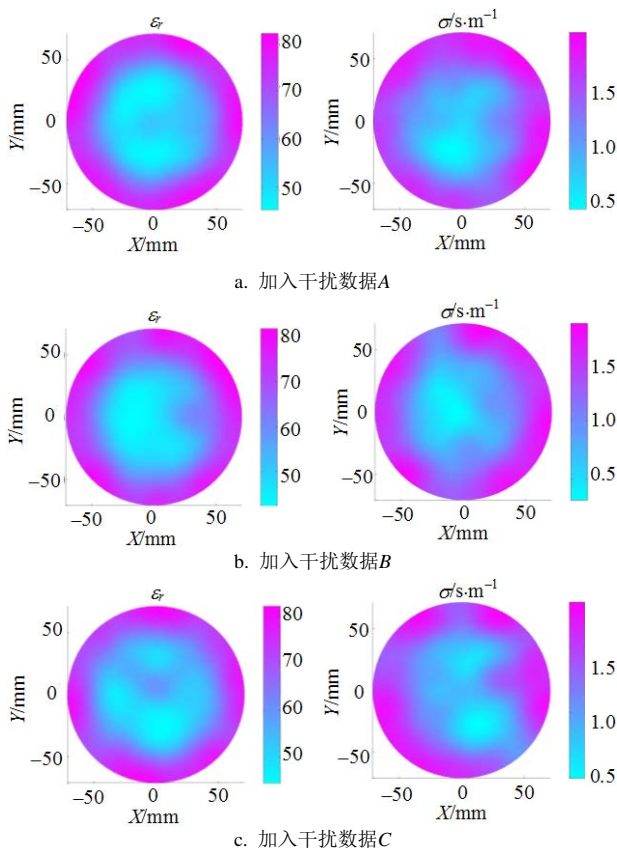


图9 加入10%干扰数据的成像结果(SNR=1:0.1)

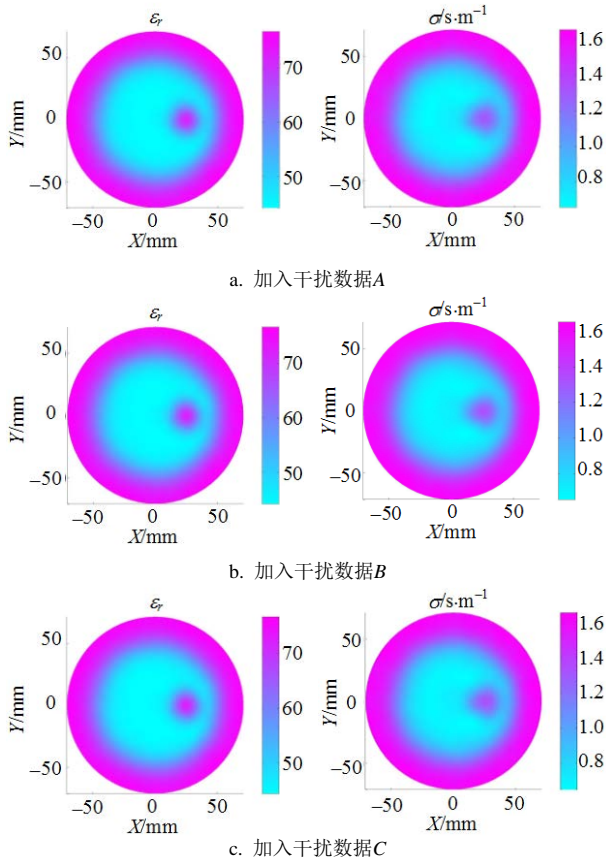


图10 加入10%干扰数据经 $N_{max}=50$ 的随机相位编码处理后的成像结果(SNR=1:0.1)

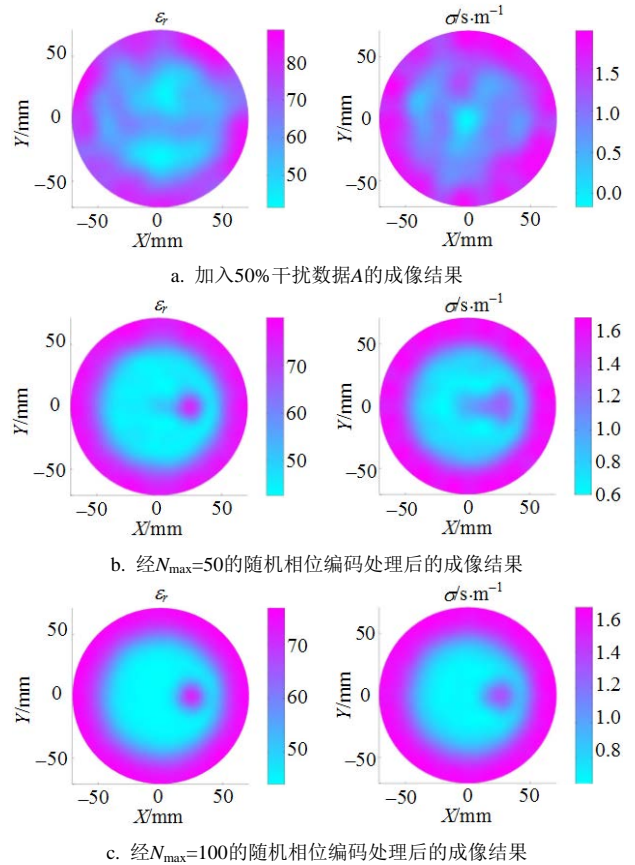


图11 加入50%干扰数据A的成像结果(SNR=1:0.5)

5 结论

本文分析了射频干扰对微波医学成像系统的影响机理。对于固定的同频率干扰源, 其对微波医学成像系统的影响等同于在接收信号中叠加了一个复常数干扰量。本文提出采用随机相位编码的方法, 利用干扰源与系统激励信号源的非相关性, 通过改变激励信号源的初始相位, 使系统接收端的干扰信号转变为零均值的随机信号; 进而再采用传统的均值滤波方法, 便可以有效地去除同频率干扰对成像系统的影响。本文使用3组不同的干扰数据进行仿真实验, 实验结果表明, 该方法可以有效地消除微波医学成像中同频率RFI的影响, 干扰抑制性能由随机相位编码长度决定。

参考文献

[1] JOINES W T, ZHANG Y, LI C, et al. The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz[J]. Med Phys, 1994, 21: 547-550.
 [2] MARIYA L, DIJANA P, LEAH M, et al. A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries[J]. Phys Med Biol, 2007, 52: 6093-6115.

(下转第960页)