

早期乳腺肿瘤的超宽带微波稳健波束形成成像检测系统*

肖夏^{1)†} 宋航¹⁾ 王梁¹⁾ 王宗杰¹⁾ 路红²⁾

1) (天津大学, 电子信息工程学院, 天津 300072)

2) (天津医科大学附属肿瘤医院放射科, 乳腺癌防治国家教育部重点实验室, 天津 300060)

(2014年3月19日收到; 2014年4月22日收到修改稿)

提出了一种基于自主设计小型超宽带天线的微波稳健波束形成 (RCB) 成像肿瘤检测系统. 仿真结果表明, 该检测系统对肿瘤反射信号有很高的敏感度. 在简单平面模型和核磁共振成像图 (MRI) 导出模型中进行仿真检测实验, 并将天线阵列接收信号用 RCB 算法进行成像处理. 从乳房重构图像中能够得到正确的肿瘤位置及大小信息, 实现了平面模型中最小直径 3 mm 和 MRI 导出模型中最小直径 4 mm 的肿瘤检测, 证实了该检测系统用于早期乳腺肿瘤检测的可行性.

关键词: 肿瘤检测, 稳健波束形成, 超宽带, 微波成像

PACS: 41.20.-q, 84.40.Ba, 84.40.-x, 87.85.Pq

DOI: 10.7498/aps.63.194102

1 引言

乳腺肿瘤现已成为女性健康的一大威胁, 早期诊断有助于及时发现治疗, 以提高患者的存活率. 目前钼靶 X 射线乳房照相术是乳腺肿瘤诊断领域中应用较广泛的技术, 然而该技术有许多缺点, 例如误诊率高、检测时对乳房挤压、放射线照射等, 经常使用可能导致组织癌变. 因此, 作为对现有技术的补充, 需要开发新型无辐射乳腺肿瘤检测技术^[1-3].

研究发现乳腺肿瘤和正常乳房组织的介电常数差别显著^[4-7], 基于该特性, 超宽带微波成像技术被提出并应用于早期肿瘤检测. 在该技术中, 某一天线朝乳房发射微波脉冲, 当电磁波在传播过程中遇到介电常数很高的物体 (如肿瘤) 时会产生反射, 反射信号由其他天线接收. 在不同位置布放天线, 逐次发射信号, 通过对接收信号进行处理, 就可以得到强反射物体的位置及大小信息.

在超宽带微波肿瘤检测技术实用化之前, 需要进行大量的仿真实验分析. 许多课题组在进行仿真实验时未考虑天线的影响, 而是将激励源设置为理想的点源 (point source), 且采用的乳房模型通常是理想的方块和半球模型^[8-10]. 这种检测模型在早期探究实验中有着重要的意义, 然而为了更加真实地模拟电磁波的传播, 需要将天线及乳房结构的影响考虑在内.

本文提出的超宽带微波乳腺肿瘤检测系统基于自主设计的小型超宽带天线和稳健波束形成 (robust Capon beamforming, RCB)^[11,12] 算法. 系统使用的天线具有尺寸小、频带宽、方向性强、结构简单等特点, 能够大量排布在乳房皮肤表面形成天线阵列, 特别适用于乳腺肿瘤检测. 在进行肿瘤检测仿真研究时, 使用了两种乳房模型, 一种是简单平面模型, 另一种是基于核磁共振成像图 (magnetic resonance imaging, MRI) 提取的乳房模型. 系统采用 RCB 算法进行成像处理, 最终成像结果能够正确地显示肿瘤的位置大小信息, 表明了该肿瘤检测

* 国家自然科学基金 (批准号: 61271323) 和毫米波国家重点实验室开放基金 (批准号: K200913) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: xiaxiao@tju.edu.cn

系统的高效性和可靠性。

2 超宽带天线

在超宽带微波检测系统中, 天线是一个非常重要的部分. 为了得到高分辨率的成像图, 天线必须工作在宽频带内^[13]. 同时, 天线又必须尽可能小, 使得其能够大量地放置于乳房表面形成阵列, 以获取足够多信号来对肿瘤进行检测定位. 到目前为止, 已有多款天线被设计开发^[14-17], 然而这些天线通常尺寸较大^[18], 有些则需要工作在介质液体环境中^[19,20], 有些加工相对困难^[21,22].

本系统采用的天线具有尺寸小、结构简单、易于加工等特点. 其使用 Duroid6010 作为基板, 相对介电常数为 10.2, 厚度为 0.635 mm. 辐射单元采用叉指结构, 接地面采用矩形开槽结构, 同轴连接器采用贴片型 SMP 连接器. 天线整体大小为 12 mm × 10 mm × 0.635 mm, 其结构尺寸如图 1 所示.

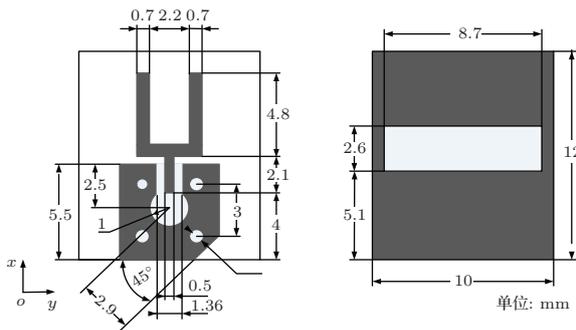


图 1 天线结构示意图

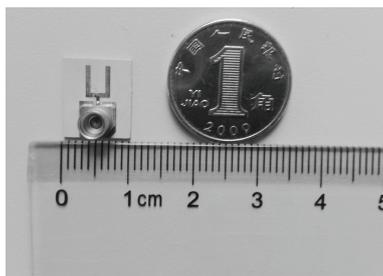


图 2 天线加工实物图

根据仿真优化后的尺寸, 对天线进行加工制作, 图 2 为天线的实物照片. 由于天线工作在与乳房接触的环境中, 因此在进行实测时, 使用肥猪肉模拟乳房组织层, 然后将天线贴于其表面进行测试. 为了更好地近似较光滑的人体皮肤, 对粗糙的

猪皮表面进行了打磨平滑处理. 图 3 是天线的回波损耗曲线, 由图可见, 在 2.5 GHz 到 9.1 GHz 的范围内, 除了 4—5 GHz 回波损耗略大于 -10 dB, 其他频段的回波损耗都在 -10 dB 以下, 带宽约为 6.6 GHz, 天线具有良好的超宽带特性.

图 4 是天线在不同频率的归一化辐射方向图的仿真值, 由图可知, 天线具有很好的方向性. 其中在 3 GHz 和 5 GHz 处, 天线前后比(以朝向组织内部为前向)大于 10 dB, 7 GHz 处大于 7 dB.

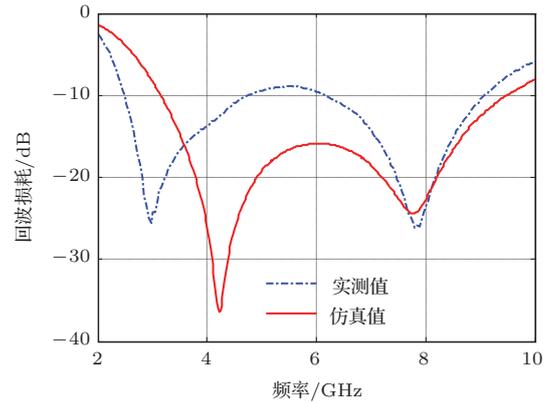


图 3 天线回波损耗的仿真与测量结果

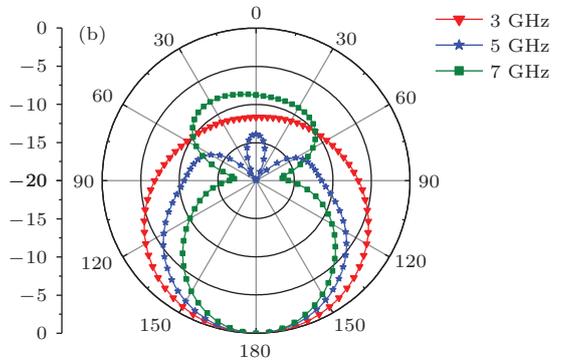
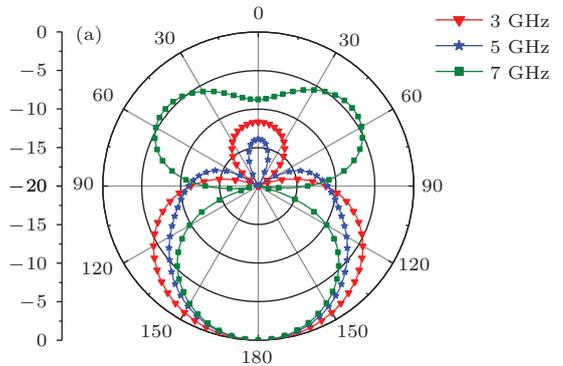


图 4 不同频率下天线的辐射方向图 (a) xoz 面; (b) $yo z$ 面

3 肿瘤响应分析

本节通过研究检测系统对肿瘤反射信号的探测能力, 检验系统的敏感度. 仿真模型如图5所示, 皮肤厚度为2 mm, 脂肪厚度为50 mm. 将两个天线并排放置在皮肤表面, 为了减小天线之间的耦合效应, 将间隔设为10 mm, 肿瘤设置于两天线的中点正下方. 检测时一天线发射脉冲信号, 另一天线接收信号, 令此接收信号为 S_{total} , 该信号中即包含了肿瘤反射信号成分. 为了提取肿瘤反射信号, 将进行一次校准步骤. 在无肿瘤的时候, 同一天线发射信号, 另一天线接收信号, 令此接收信号为 S_{cali} . 肿瘤反射信号即为 $S_{tumor} = S_{total} - S_{cali}$. 定义肿瘤响应为肿瘤反射信号的峰峰值与激励信号峰峰值之比.

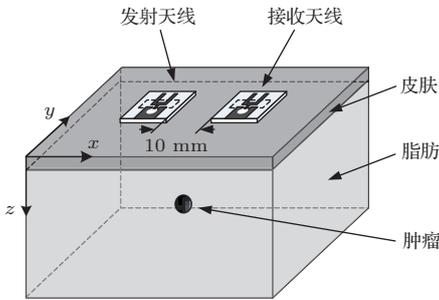


图5 肿瘤响应检测结构示意图

表1 不同尺寸肿瘤在不同深度时的肿瘤响应

肿瘤深度/cm	肿瘤直径/mm	肿瘤响应/dB
2.5	5	-63.8
	3.5	-67.6
	2	-74.2
3.5	5	-72.3
	3.5	-75.7
	2	-80.4
4.5	5	-79.9
	3.5	-82.7
	2	-86.3

表1为不同大小肿瘤在不同深度的响应值. 由表中可见, 肿瘤越小越深, 肿瘤响应就越小. 在最不易被检测到的情况下, 即肿瘤直径为2 mm, 深度为皮下4.5 cm时, 肿瘤响应为-86.3 dB, 这足以被网络分析仪(动态范围为120 dB)检测到. 以上结果表明检测系统对肿瘤反射信号有很好的敏感度,

且在初期实物实验时, 可以用网络分析仪作为信号发生器和接收器.

4 肿瘤检测模型

本文采用两种不同的乳房模型进行肿瘤检测仿真, 模型中各类组织的电学特性值参见文献[23]. 图6是平面乳房模型的组织结构, 其整体尺寸为80 mm × 80 mm × 70 mm. 其中皮肤厚为2 mm, 脂肪厚为48 mm, 胸腔厚为20 mm. 研究中设置一直径为3 mm的肿瘤, 位置坐标为(55, 55, 24). 此模型采用3 × 3天线阵列, 相邻的两个天线中心间距为20 mm. 图7是基于医学临床MRI图导出的乳房组织模型, 该模型包含了皮肤、脂肪、腺体以及胸腔. 将一个直径为4 mm的肿瘤设置于腺体组织中, 位置为(51, 56). 紧贴乳房表面排布天线, 共12个天线. 其中 A_1 — A_6 位于乳房左侧, A_7 — A_{12} 位于乳房右侧, 同侧相邻的两个天线中心距离在13 mm到15 mm之间. 图8则是将一个不规则的较大肿瘤设置于乳房模型中, 位置为(69, 71), 该肿瘤由确诊

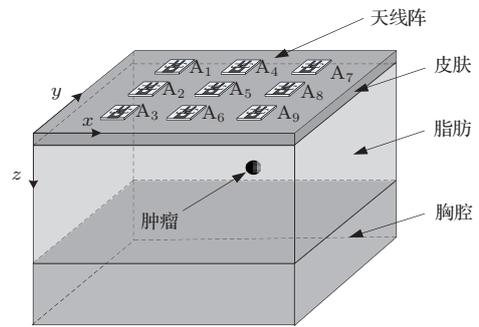


图6 平面乳房模型及3 × 3天线阵列示意图

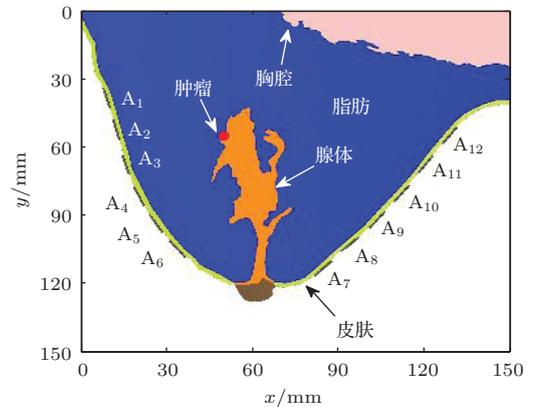


图7 (网刊彩色) 基于MRI图提取的乳房模型及天线阵列排布图

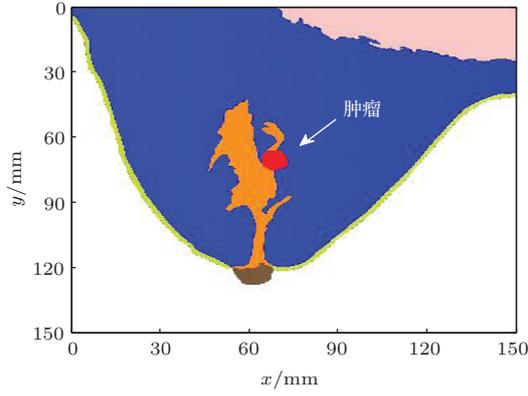


图8 (网刊彩色) 包含不规则较大肿瘤的乳房模型

病例的MRI图中提取,其大小在 x 方向约为9 mm, y 方向约为10 mm. 该模型的天线排布及其他设置与图7模型相同.

5 信号处理及成像算法

本研究采用一阶导高斯脉冲作为天线激励信号,其表达式为

$$V(t) = -\sqrt{e} \left(\frac{2\pi}{\tau} \right) (t - T_c) \times \exp \left(-\frac{1}{2} \left(2\pi \frac{t - T_c}{\tau} \right)^2 \right), \quad (1)$$

其中, T_c 为时移因子, τ 为脉冲宽度参量, 信号中心频率设为5 GHz. 在进行肿瘤检测时, 天线阵列中某一天线发射脉冲信号, 其他天线接收信号, 所有天线均重复该步骤. 假设天线阵列共有 M 个天线, 则共有 $M(M-1)$ 组接收信号, 这些信号中包含了直达波, 皮肤反射, 肿瘤反射以及其他噪声. 通常直达波和皮肤反射会掩盖肿瘤反射信号, 为了从接收信号中提取出肿瘤信号, 将进行一次校准步骤. 校准时用有肿瘤时的接收信号减去无肿瘤时对应的接收信号, 得到 $M(M-1)$ 组校准信号. 对校准信号进行积分, 将信号中心位置由零值变为最大值. 令 $S_{i,j}(t)$, $i = 1, \dots, M$, $j = 1, \dots, M-1$ 表示经过校准积分处理后的信号, 定义为积分信号. 其中 i 为发射天线, j 为接收天线. 图9所示为平面乳房模型中, A_5 发 A_7 收的信号处理过程图. 其中图9(a)和(b)分别为有肿瘤和无肿瘤存在时, 天线的接收信号. 图9(c)是有肿瘤减去无肿瘤信号得到的校准信号, 图9(d)是对校准信号进行积分得到的积分信号. 所有积分信号 $\{S_{i,j}(t)\}$ 将用于成像算法以对肿瘤进行检测定位.

RCB算法是一种数据自适应(data-adaptive)方法, 能够很好地抑制噪声, 提高图像分辨率. 本文运用RCB原理, 对乳房进行图像重构.

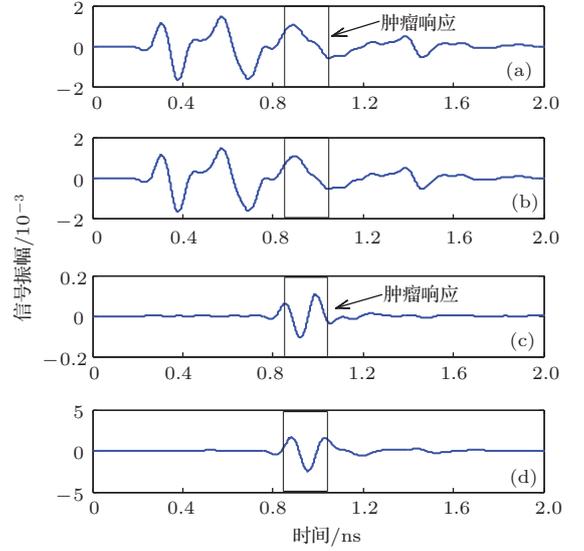


图9 信号处理过程图 (a) 有肿瘤时接收信号; (b) 无肿瘤时接收信号; (c) 相减校准信号; (d) 积分信号

首先, 针对乳房内部的某个焦点 \mathbf{r} , 将所有积分信号 $\{S_{i,j}(t)\}$ 进行时延, 使得来自点 \mathbf{r} 的反射信号在时间轴上对齐. 将 $S_{i,j}(t)$ 的时延量定为

$$\tau(\mathbf{r}) = T_a + (|\mathbf{r}_i - \mathbf{r}| + |\mathbf{r} - \mathbf{r}_j|)/v - T_{\max}, \quad (2)$$

其中 T_a 是信号在天线内部的延时, \mathbf{r}_i 和 \mathbf{r}_j 分别为发射天线和接收天线的中心位置, v 是电磁波在乳房中的平均传输速度, T_{\max} 为一个天线发射脉冲, 另一个天线接收来自乳房内部反射信号所需的最大时间. 令 $y_{i,j}(t)$ 为时延信号, 则有

$$y_{i,j}(t) = S_{i,j}(t + \tau(\mathbf{r})), \quad (3)$$

此时来自点 \mathbf{r} 的反射信号在 $t = T_{\max}$ 处对齐. 对于第 i 个天线发射脉冲, 其余 $M-1$ 个天线接收信号的情况, 将天线阵列的接收信号定义为

$$\mathbf{y}_i(t) = [y_{i,1}(t), \dots, y_{i,M-1}(t)]^T. \quad (4)$$

RCB波束形成器的加权向量为

$$\mathbf{w}_i = \frac{\mathbf{R}_i^{-1} \mathbf{a}_s}{\mathbf{a}_s^T \mathbf{R}_i^{-1} \mathbf{a}_s}, \quad (5)$$

其中, \mathbf{R}_i 是 \mathbf{y}_i 的协方差矩阵, \mathbf{a}_s 是导向向量 (steering vector). \mathbf{a}_s 可以通过求解以下优化问题得到

$$\min_{\mathbf{a}_s} \mathbf{a}_s^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{a}_s, \quad \text{s.t.} \|\mathbf{a}_s - \mathbf{a}\|^2 \leq \varepsilon, \quad (6)$$

其中 $\mathbf{a} = [1, \dots, 1]^T$ 是假想的导向向量, ε 是导向向量 \mathbf{a}_s 与假想导向向量 \mathbf{a} 之间的误差. 为了避免

无用解 $\mathbf{a}_s = 0$, 假设

$$\varepsilon < \|\mathbf{a}\|^2, \quad (7)$$

在满足该条件时, (6) 式的解属于约束集的边界, 因此满足

$$\|\mathbf{a}_s - \mathbf{a}\|^2 = \varepsilon. \quad (8)$$

运用拉格朗日乘子方法, 定义函数

$$F(\mathbf{a}_s, \lambda) = \mathbf{a}_s^T \mathbf{R}^{-1} \mathbf{a}_s + \lambda(\|\mathbf{a}_s - \mathbf{a}\|^2 - \varepsilon), \quad (9)$$

式中 $\lambda \geq 0$ 是实数拉格朗日乘子. 对于一个固定的 λ , $F(\mathbf{a}_s, \lambda)$ 的无约束最小化问题的解为

$$\mathbf{a}_s = \mathbf{a} - (\mathbf{I} + \lambda \mathbf{R})^{-1} \mathbf{a}. \quad (10)$$

将 (10) 式代入 (8) 式可以得到

$$\|(\mathbf{I} + \lambda \mathbf{R})^{-1} \mathbf{a}\|^2 = \varepsilon, \quad (11)$$

通过求解该式可以得到 λ , 该问题的具体求解方法可参照文献 [24]. 利用

$$\mathbf{a}_s = \left(\frac{\mathbf{R}^{-1}}{\lambda} + \mathbf{I} \right)^{-1} \mathbf{a}, \quad (12)$$

可得到 \mathbf{a}_s . 将 \mathbf{a}_s 代入 (5) 式计算加权向量 \mathbf{w}_i , 再将加权向量应用于阵列接收信号中, 则 RCB 波束形成器的输出为

$$p_i(t) = \mathbf{w}_i^T \cdot \mathbf{y}_i(t). \quad (13)$$

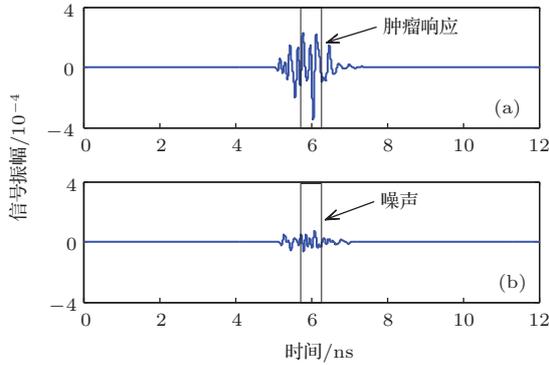


图 10 波束形成输出 (a) 肿瘤位置; (b) 非肿瘤位置

图 10 所示为在平面乳房模型中, A_5 天线发射信号, 其他天线作为接收天线阵列时, 阵列接收信号的波束形成输出. 其中图 10 (a) 为来自肿瘤位置的反射信号的波束形成输出, 图 10 (b) 为来自非肿瘤位置的信号的波束形成输出. 由此可以看出, 经过 RCB 波束形成器后, 来自肿瘤位置的反射信号得到加强, 而来自其他位置的噪声信号被抑制.

最后, 定义 $I(\mathbf{r})$ 为点 \mathbf{r} 的能量值, 根据以下公式计算得到:

$$I(\mathbf{r}) = \int_{T_{\max} - T_{\text{win}}/2}^{T_{\max} + T_{\text{win}}/2} \left[\sum_{i=1}^M p_i(t) \right]^2 dt, \quad (14)$$

其中 T_{win} 是反射信号的预计持续时间, 此处取电磁波在乳房内部, 经过以焦点 \mathbf{r} 为中心的 10 mm 所需时间.

6 成像结果

图 11 所示为平面模型的成像结果, 图 12 为 MRI 导出乳房模型的成像结果, 图 13 为不规则较大肿瘤模型的成像结果. 定义半峰宽 (full-width at half-maximum, FWHM) 范围为成像图中肿瘤区域. 图 11 中肿瘤在各方向的大小为 $x = 2.5$ mm, $y = 3$ mm, $z = 2$ mm, 中心位置在 (55.5, 56.5, 24.5). 图 12 中肿瘤在各方向的大小为 $x = 4$ mm, $y = 4$ mm, 中心位置在 (52, 54). 图 13 中肿瘤在各方向的大小为 $x = 10$ mm, $y = 8$ mm, 中心位置在 (71, 70). 成像图中肿瘤的位置和大小信息与预设情况有良好的一致性, 表明了该检测系统的有效性.

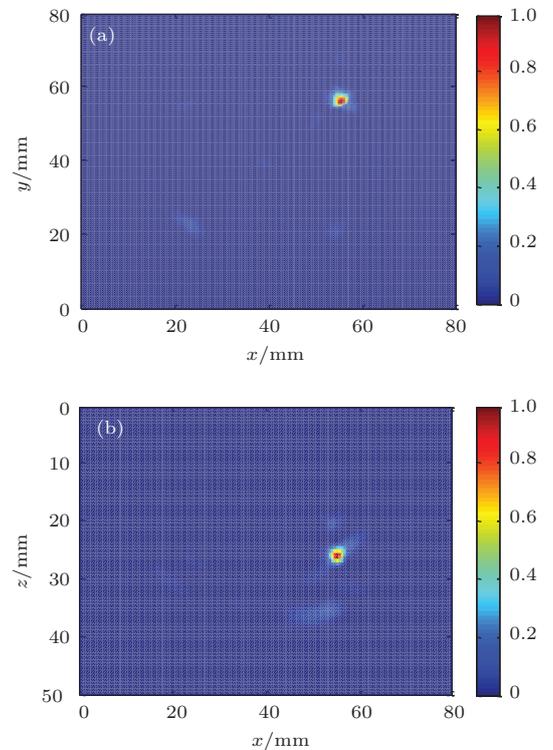


图 11 (网刊彩色) 平面模型检测成像结果图 (a) $z = 24.5$ mm 时, x - y 平面切片; (b) $y = 56.5$ mm 时, x - z 平面切片

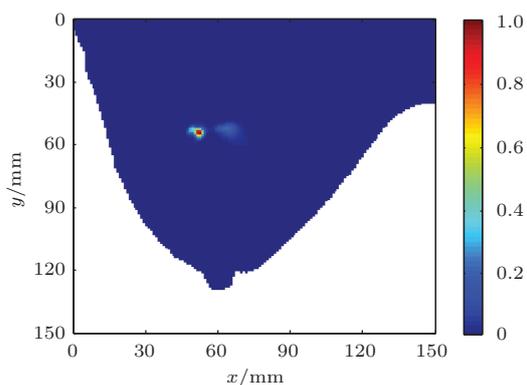


图12 (网刊彩色) MRI导出乳房模型检测成像结果图

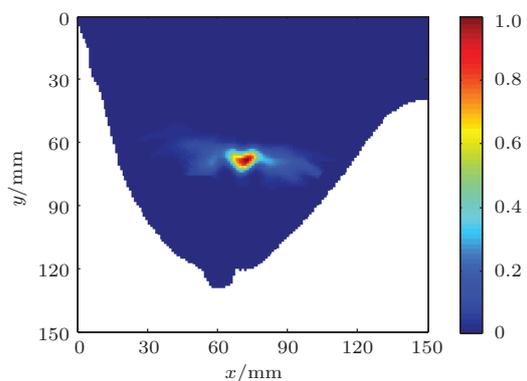


图13 (网刊彩色) 不规则较大肿瘤模型检测成像结果图

7 结 论

本文提出了一种基于自主设计小型化超宽带天线的乳腺肿瘤超宽带微波检测系统。系统通过天线阵列收发信号并利用RCB算法进行成像处理。阵列中单个天线尺寸仅为 $12\text{ mm} \times 10\text{ mm} \times 0.635\text{ mm}$,能够大量排布在乳房表面,且具有良好的超宽带特性(2.5—9.1 GHz)和方向特性,有助于提高检测精度。肿瘤响应研究表明,该系统对肿瘤反射信号有较强的敏感度,其中位于皮下深度45 mm直径2 mm的肿瘤响应为 -86.3 dB ,完全可以被网络分析仪检测到。在不同的乳房模型中进行肿瘤检测仿真实验,并将仿真得到的信号用RCB算法进行成像处理。根据成像结果,在平面模型中能够成功定位直径3 mm深度24 mm的肿瘤,在MRI导出模型中能够成功定位直径4 mm深度35 mm的肿瘤,证明该系统能够有效地对乳腺肿瘤进行检测。在后续工作中,将利用该检测系统进行实物模型探测实验及初步临床实验研究。

参考文献

- [1] Xiao X, Xu L, Li Q W 2013 *Chin. Phys. B* **22** 094101
- [2] Fear E C, Hagness S C, Meaney P M, Okinoiewski M, Stuchly M A 2002 *IEEE Microw. Mag.* **3** 48
- [3] Xiao X, Xu L, Liu B Y 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 044105 (in Chinese) [肖夏, 徐立, 刘冰雨 2013 物理学报 **62** 044105]
- [4] Li X, Bond E J, Van Veen D B, Hagness S C 2005 *IEEE Antennas Propag. Mag.* **47** 19
- [5] Klemm M, Craddock I J, Leendertz J A, Preece A W, Benjamin R 2009 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **57** 1692
- [6] Fear E C, Bourqui J, Curtis C, Mew D, Docktor B, Romano C 2013 *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **61** 2119
- [7] Liu G D, Zhang Y R 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 074303 (in Chinese) [刘广东, 张业荣 2011 物理学报 **60** 074303]
- [8] Ryu K S, Kishk A A 2011 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **59** 3738
- [9] Chen Y F, Craddock I J, Kosmas P, Ghavami M, Rapajic P 2010 *IEEE J. Sel. Top. Signal Process.* **4** 187
- [10] Lim H B, Nhung N T T, Li E P, Thang N D 2008 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **55** 1697
- [11] Xie Y, Guo B, Xu L Z, Li J, Stoica P 2006 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **53** 1647
- [12] Liu B Y, Xiao X, Liu X 2011 *International Conference on Control, Automation and Systems Engineering, Singapore, July 30–31, 2011*, p1
- [13] Gibbins D, Klemm M, Craddock I J, Leenderts J A, Preece A, Benjamin R 2010 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **58** 665
- [14] Fear E C, Li X, Hagness S C, Stuchly M A 2002 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **49** 812
- [15] Li X, Hagness S C, Choi M K, van der Weide D W 2003 *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* **2** 259
- [16] Sill J M, Fear E C, Westwick D 2005 *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **53** 3312
- [17] Wang Y, Bakar A, Bialkowski M 2011 *Microw. Opt. Technol. Lett.* **53** 830
- [18] Li X Y, Sit Y L, Zwirello L, Zwick T 2013 *Microw. Opt. Technol. Lett.* **55** 105
- [19] Zhang J J, Fear E C, Johnston R H 2009 *Microw. Opt. Technol. Lett.* **51** 275
- [20] Bourqui J, Okoniewski M, Fear E C 2010 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **58** 2318
- [21] Amineh R K, Ravan M, Trehan A, Nikolova N K 2011 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **59** 928
- [22] Bourqui J, Fear E C 2012 *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.* **11** 1614
- [23] Xiao X, Kikkawa T 2008 *Appl. Surf. Sci.* **255** 597
- [24] Li J, Stoica P, Wang Z 2003 *IEEE Trans. Signal Process.* **51** 1702

Ultra-wideband microwave robust Capon beamforming imaging system for early breast cancer detection*

Xiao Xia^{1)†} Song Hang¹⁾ Wang Liang¹⁾ Wang Zong-Jie¹⁾ Lu Hong²⁾

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

2) (Department of Radiology, Tianjin Medical University Cancer Institute and Hospital, Key Laboratory of Breast Cancer Prevention and Therapy of Ministry of Education, Tianjin 300060, China)

(Received 19 March 2014; revised manuscript received 22 April 2014)

Abstract

An ultra-wideband (UWB) microwave robust Capon beamforming imaging system is presented based on a self-designed compact UWB antenna for early breast cancer detection. Simulation results show that the proposed detection system is sensitive to tumor response. Simulated tumor detection experiments are carried out in both simple planar breast model and magnetic resonance imaging (MRI)-derived model using the antenna array. Robust Capon beamforming algorithm is employed to reconstruct the breast image. Successful detection of 3-mm-diameter tumor is achieved in the planar model and the same detection result of 4-mm-diameter tumor is achieved in the MRI-derived model. The right information of the tumor can be obtained from the imaging results, which demonstrates the feasibility of the proposed system in early breast cancer detection.

Keywords: tumor detection, robust Capon beamforming, ultra-wideband, microwave imaging

PACS: 41.20.-q, 84.40.Ba, 84.40.-x, 87.85.Pq

DOI: 10.7498/aps.63.194102

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61271323), and the Open Project from State Key Laboratory of Millimeter Waves, China (Grant No. K200913).

† Corresponding author. E-mail: xiaxiao@tju.edu.cn