

超宽带微波检测早期乳腺肿瘤三维仿真*

肖夏† 徐立 刘冰雨

(天津大学电子信息工程学院, 天津 300072)

(2012年7月18日收到; 2012年8月24日收到修改稿)

超宽带微波成像技术可作为有效的方法用于乳房早期乳腺肿瘤的检测. 该方法基于乳房组织和肿瘤之间较大的电学特性差异的特点进行成像, 能提供足够的分辨率以及足够的穿透深度. 本文采用时域有限差分方法建立超宽带微波信号在三维乳房组织中传播的模型, 并采用单极德拜模型完成了生物组织色散特性的模拟. 利用 8 发 9 收的天线阵列实现微波肿瘤探测, 利用共焦成像算法对乳房组织进行图像重构并进行肿瘤定位. 仿真结果显示共焦成像算法能够实现最小直径 3 mm 的肿瘤的检测, 同时证实了超宽带微波成像技术应用于早期乳腺肿瘤检测的有效性.

关键词: 微波成像, 肿瘤检测, 时域有限差分, 共焦成像算法

PACS: 41.20.-q, 41.20.JB, 41.20.GZ, 02.70.Bf **DOI:** 10.7498/aps.62.044105

1 引言

目前的早期乳腺癌诊断手段虽然有着各自的优点, 但它们的缺点, 例如误检率高、分辨率低、对人体有着潜在的危险、费用较高等, 限制了它们作为乳腺癌早期普检的应用. 在这种情况下, 一种称为超宽带微波检测早期乳腺癌的方法被提出^[1-3]. 该方法基于人体乳房中肿瘤组织与正常组织电磁参数的巨大差异 (5:1 的介电常数之比和 10:1 的电导率之比) 来进行肿瘤组织与正常组织的区分. 由于超宽带微波信号包含有丰富的高频成分, 所以能够保证成像具有较高的分辨率, 超宽带微波信号中的低频成分保证信号能够穿透到足够的深度, 保证成像信息的完整性^[4-6]. 该种检测方法的基本过程是发射天线发射超宽带微波信号, 信号在乳房组织中不断传播, 不同生物组织的电磁参数差异导致微波信号在不同组织的分界面产生反射和透射的差异性, 其中肿瘤是一个强反射体, 有关肿瘤电磁参数特性和大小位置几何特征的信息就被反射信号所携带, 反射信号被接收天线所记录, 根据接收天线接收的信号经过适当的成像算法就可以对肿瘤进行成像定位^[7].

在本文中, 首先建立了三维长方体乳房组织模型, 通过单极 Debye 模型实现对乳房组织色散特性的模拟, 利用时域有限差分方法建立了超宽带微波信号在三维乳房组织中的传播模型, 边界条件采用的是完美匹配层的设定, 使得微波信号在边界处可以几乎无反射地吸收. 对接收到的回波信号采用三维共焦成像算法进行图像重构, 本文给出了不同肿瘤大小、不同肿瘤位置下的成像结果, 并对结果进行了分析, 表明三维共焦成像算法能够正确定位肿瘤的位置, 并且证实了三维时域有限差分方法模拟微波在乳房组织中传播模型的正确性.

2 色散条件下时域有限差分算法的建立

由于癌变了的乳房组织模型主要是由皮肤、脂肪和肿瘤组成, 它们都属于含有水分的组织, 都属于色散介质, 所以在模型的建立过程中要充分考虑到这一特性. 本文采用单极 Debye 模型来模拟乳房组织的色散特性^[8-10]. 麦克斯韦方程在单极 Debye 模型下的形式如下:

$$\epsilon_0 \epsilon_\infty \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = \nabla \times \mathbf{H} - \frac{1}{\tau} [(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 \mathbf{E} - \mathbf{P}] - \mathbf{J}, \quad (1)$$

* 教育部新世纪人才项目 (批准号: NCET-08-0389) 和国家自然科学基金 (批准号: 61271323) 资助的课题.

† 通讯作者. E-mail: xi Xiaoxiao@tju.edu.cn

$$\mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} = -\nabla \times \mathbf{E} - \mathbf{M}, \quad (2)$$

$$\frac{d\mathbf{P}}{dt} = \frac{1}{\tau} [(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 \mathbf{E} - \mathbf{P}], \quad (3)$$

在上述方程组当中, $\mathbf{E}$ 是电场强度, $\mathbf{H}$ 是磁场强度, $\mathbf{P}$ 是激发极化矢量, $\mathbf{J}$ 是电流密度, $\mathbf{M}$ 是磁流密度, $\epsilon_0, \epsilon_s, \epsilon_\infty$ 分别代表真空、静态及频率为无穷大时的介电常数. 其中电流密度 $\mathbf{J}$ 与电场强度 $\mathbf{E}$ 之间的关系为

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}. \quad (4)$$

而磁流密度 $\mathbf{M}$ 与磁场强度 $\mathbf{H}$ 之间的关系为

$$\mathbf{M} = \sigma_m \mathbf{H}. \quad (5)$$

以电场为例, 将 (4) 式代入 (1) 式消去 $\mathbf{J}$, 并将方程拆成分量 E_x, E_y, E_z 三个方程, 取其中一个 E_x 的方

程, 将中值近似

$$E_x^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) = \frac{1}{2} \left[E_x^{n+1} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) + E_x^n \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \right] \quad (6)$$

和差分近似

$$\frac{\partial E_x^{n+1}}{\partial x} = \frac{E_x^{n+1} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) - E_x^{n+1} \left(i - \frac{1}{2}, j, k \right)}{\Delta x} \quad (7)$$

代入 E_x 的方程并进行整理就会得到三维乳房组织在单极 Debye 模型下 E_x 的时域有限差分 (FDTD) 方程 (8):

$$\begin{aligned} E_x^{n+1} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) = & \frac{2\epsilon_\infty \epsilon_0 \tau - (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 \Delta t - \Delta t \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)}{2\epsilon_\infty \epsilon_0 \tau + (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 \Delta t + \Delta t \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)} E_x^n \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \\ & + \frac{2\Delta t \tau}{2\epsilon_\infty \epsilon_0 \tau + (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 \Delta t + \Delta t \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)} \times \left[\frac{1}{\tau} P_x^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \right. \\ & + \frac{H_z^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k \right) - H_z^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k \right)}{\Delta y} \\ & \left. - \frac{H_y^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k + \frac{1}{2} \right) - H_y^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k - \frac{1}{2} \right)}{\Delta z} \right]. \end{aligned} \quad (8)$$

类似地, 将 (5) 式代入 (2) 式并利用差分近似和中值近似就可以得到 H_x 的方程:

$$\begin{aligned} H_x^{n+\frac{1}{2}} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) = & \frac{2\mu - \sigma_m \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right)}{2\mu + \sigma_m \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right)} H_x^{n-\frac{1}{2}} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) - \frac{2\Delta t}{2\mu + \sigma_m \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right)} \\ & \times \left\{ \frac{1}{\Delta y} \left[E_z^n \left(i, j + 1, k + \frac{1}{2} \right) - E_z^n \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) \right] \right. \\ & \left. - \frac{1}{\Delta z} \left[E_y^n \left(i, j + \frac{1}{2}, k + 1 \right) - E_y^n \left(i, j + \frac{1}{2}, k \right) \right] \right\}. \end{aligned} \quad (9)$$

同样的方法也可以得到 P_x 的方程

$$P_x^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) = \frac{2\tau - \Delta t}{2\tau + \Delta t} P_x^{n-\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) + \frac{2\Delta t}{2\tau + \Delta t} (\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 E_x^n \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right). \quad (10)$$

三维模型中其他方向的分量 $E_y, E_z, H_y, H_z, P_y, P_z$ 方程也可以依据同样的方法写出. 采用完美匹配层 (PML) 作为仿真模型的边界条件^[11-14]. 由于电磁波在匹配层中快速衰减, 使得中心差分近似和中值近似不合理, 因此得到关于麦克斯韦方程的指数差分形式:

$$\begin{aligned}
 & E_{xy}^{n+1} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \\
 &= \exp \left(- \frac{(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 + \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)}{\epsilon_0 \epsilon_\infty \tau} \right) \\
 & \times E_{xy}^n \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \\
 & + \left[1 - \exp \left(- \frac{(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 + \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)}{\epsilon_0 \epsilon_\infty \tau} \right) \right] \\
 & \times \frac{\tau}{(\epsilon_s - \epsilon_\infty) \epsilon_0 + \tau \sigma_x \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right)} \\
 & \times \left\{ \frac{1}{\Delta y} \left[H_{zx}^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k \right) \right. \right. \\
 & + H_{zy}^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j + \frac{1}{2}, k \right) \\
 & - H_{zx}^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k \right) \\
 & - H_{zy}^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j - \frac{1}{2}, k \right) \left. \right] \\
 & + \frac{1}{\tau} P_{xy}^{n+\frac{1}{2}} \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) \left. \right\}. \quad (11)
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 & H_{xy}^{n+\frac{1}{2}} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \\
 &= \exp \left[- \frac{1}{\mu} \sigma_{my} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \Delta t \right] \\
 & \times H_{xy}^{n-\frac{1}{2}} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \\
 & - \frac{1 - \exp \left\{ - \frac{1}{\mu} \left[\sigma_{my} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \Delta t \right] \right\}}{\sigma_{my} \left(i, j + \frac{1}{2}, k + \frac{1}{2} \right) \Delta y} \\
 & \times \left[E_{xy}^n \left(i, j + 1, k + \frac{1}{2} \right) + E_{xz}^n \left(i, j + 1, k + \frac{1}{2} \right) \right. \\
 & \left. - E_{xy}^n \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) - E_{xz}^n \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) \right]. \quad (12)
 \end{aligned}$$

同理可以得到 PML 介质层中其余的场量的 FDTD

迭代公式.

3 三维乳房组织模型的设置和超宽带微波信号的发射与检测

三维乳房组织的几何模型如图 1 所示, 模型整体尺寸为 $80 \text{ mm} \times 80 \text{ mm} \times 80 \text{ mm}$ 的立方体, 最上层为空气层, 厚度为 10 mm , 空气层的下面是皮肤层, 厚度为 2 mm , 再下面是脂肪组织层, 厚度设定为 48 mm , 最下面是肋骨层, 厚度设为 20 mm . 乳房模型中考虑腺体对肿瘤检测的影响, 验证成像算法的稳健性.

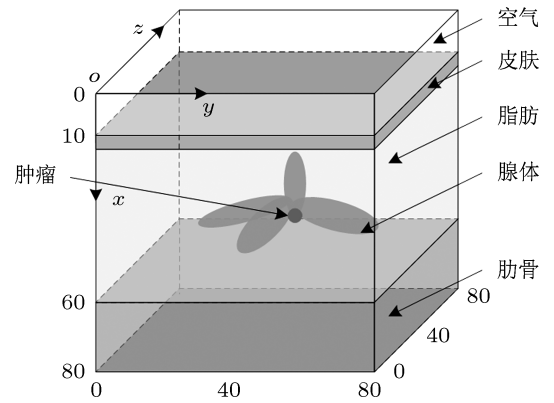


图 1 三维乳房组织的几何模型

天线阵列为收发分离的面阵列, 均设置在皮肤层表面, 发射天线为 8 个, 接收天线为 9 个. 所有天线均匀对称排布, 如图 2 所示.

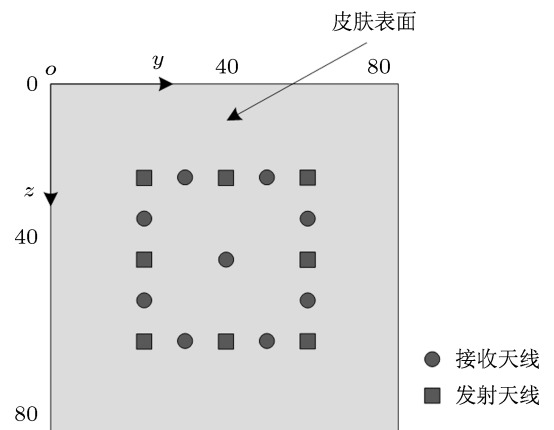


图 2 天线阵列排布图

本模型中采用的激励源为一阶导数高斯脉冲信号, 表达式如下式所示:

$$w(t) = 2A/T_{\text{au}} \times \sqrt{e} \times (t - T_c)$$

$$\times \exp(-2 \times ((t - T_c)/T_{au})^2), \quad (13)$$

其中 A 是幅值, T_c 是时移因子, 而 T_{au} 是脉冲宽度参量, 中心频率设成 5 GHz. 8 个发射天线依次独立发射一阶导数高斯脉冲微波信号, 微波信号在乳房组织中传播后, 回波信号由 9 个接收天线接收, 一共 72 路接收信号. 本文中给出了三种乳腺肿瘤参数的设置, 以观察不同肿瘤位置 and 不同肿瘤大小的结果. 第一种情况是肿瘤直径 3 mm, 位置坐标 (35, 60, 30), 第二种情况是肿瘤直径 6 mm, 位置坐标 (35, 60, 30), 第三种情况是肿瘤直径 3 mm, 位置坐标为 (40, 40, 40).

4 三维乳房组织图像重构

超宽带微波检测早期乳腺肿瘤的三维共焦成像算法基本原理如图 3 所示^[15-17].

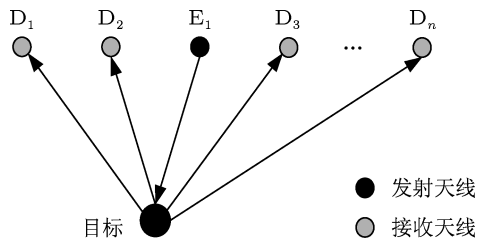


图3 三维共焦成像算法原理图

当天线 E 发射一阶导数高斯脉冲, 微波信号在乳房组织中传播的时候, 由于介质之间电特性的不同, 在目标位置产生了反射信号, 而包含了目标位置和大小等信息的反射信号将被接收天线 D 收到. 通过 (14) 式计算每个接收天线对于目标体的时间延迟:

$$T_{i,j}(r) = (\|r_{Ei} - r\| + \|r_{Dj} - r\|) / V, \quad (14)$$

其中, r_{Ei} , r_{Dj} 和 r 分别为第 i 个发射天线、第 j 个接收天线和目标体的矢量位置, V 为电磁波在乳房中的平均传播速度. 由 $T_{i,j}(r)$ 即可根据 (15) 式得到目标对应各个接收到的信号的幅度值:

$$A_{i,j}(r) = x_{i,j}(T_c + T_{i,j}(r)), \quad (15)$$

其中, $x_{i,j}(t)$ 为第 i 个天线发射第 j 个天线接收的信号, T_c 为发射一阶高斯信号的时移因子, $A_{i,j}(t)$ 为目标点的幅度值. 对于肿瘤目标这样能够产生强反射信号的目标能够做到同相叠加, 最终幅值较大, 而非肿瘤目标这样不能够产生强反射信号的目标将会非同相叠加, 导致幅度值变小. 根据下式, 取叠加

后的幅度值的平方也就是能量值作为目标点的像素值:

$$P(r) = \left(\sum_i^W \sum_j^N A_{i,j}(r) \right)^2, \quad (16)$$

其中, $P(r)$ 为目标点的像素值, W 为发射天线的个数, N 为接收天线的个数. 对于本文中采用的天线阵列一共可以合成 $8 \times 9 = 72$ 幅子图像, 通过对这些子图像进行线性叠加, 最终可以获得反映乳房内部肿瘤情况的图像. 在本算法中, 为了获得反映肿瘤信息的反射信号, 将无肿瘤存在时天线的接收信号作为参考信号, 图 4、图 5 分别为无肿瘤时 E_1 发射, D_3 和 D_6 接收的参考信号和直径 3 mm 的肿瘤在 (35, 60, 30) 时的 E_1 发射 D_3 和 D_6 的接收信号. 将包含肿瘤信息的接收信号与参考信号相减, 幅值较大的直达波部分将被抵消, 肿瘤信号被突出, 如图 6 所示. 其中发射天线和接收天线的位置分别为 (10, 20, 20), (10, 60, 30) 和 (10, 30, 60).

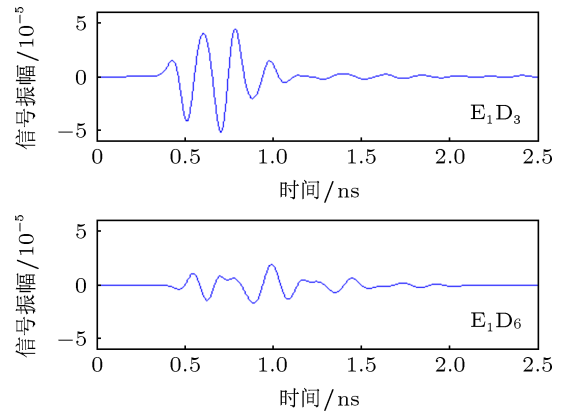


图4 无肿瘤时 E_1 发射, D_3 , D_6 接收的信号波形

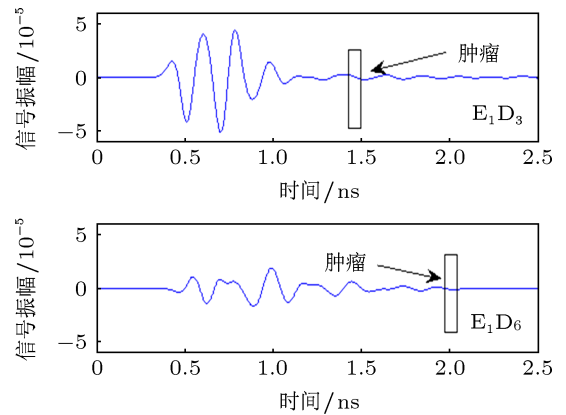


图5 有肿瘤时 E_1 发射, D_3 , D_6 接收的信号波形

由于所采用的激励源为一阶导数高斯脉冲信号, 在信号的中心位置为零, 不利于成像, 所以对信

号进行积分运算使得信号中心位置从零值变为最大值. 模型中把肿瘤均设置成球状. 图 7 和图 8 为肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置在 (35, 60, 30) 的情况, 图

9 和图 10 为肿瘤直径 6 mm, 肿瘤在相同位置 (35, 60, 30) 的情况, 图 11 和图 12 为肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置在 (40, 40, 40) 的情况.

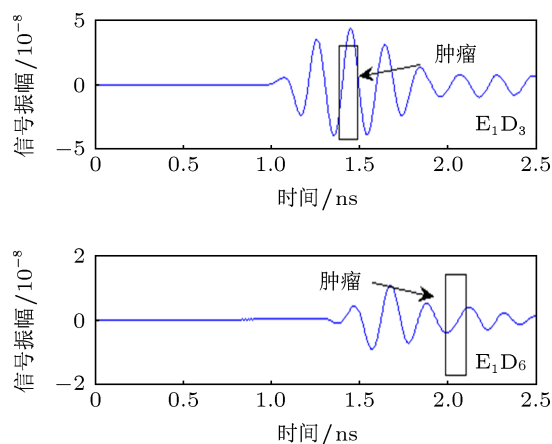


图 6 有肿瘤时 D_3 , D_6 的接收信号与参考信号相减后波形

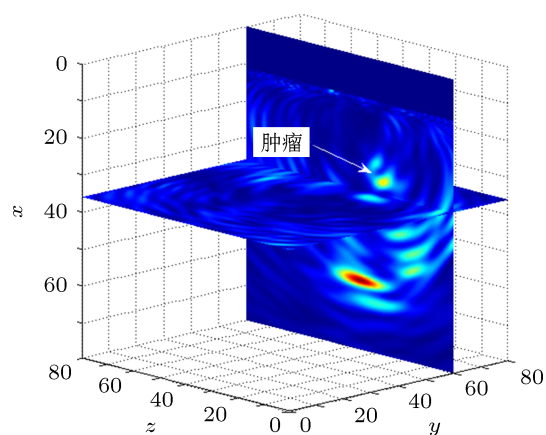


图 9 肿瘤直径 6 mm, 肿瘤位置 (35, 60, 30) 的 x - z 和 y - z 方向切片图

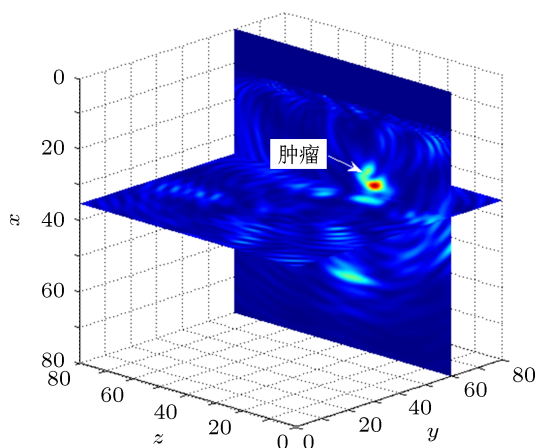


图 7 肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置 (35, 60, 30) 的 x - z 和 y - z 方向切片图

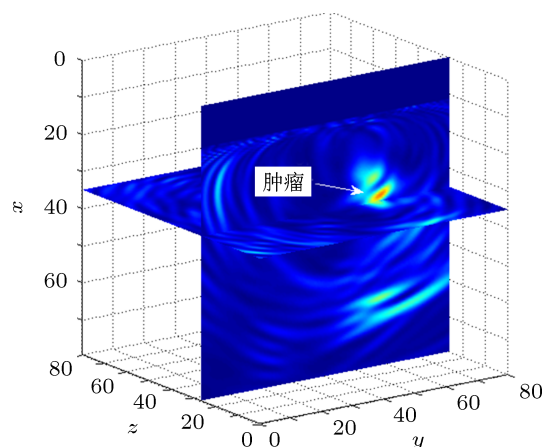


图 10 肿瘤直径 6 mm, 肿瘤位置 (35, 60, 30) 的 x - y 和 y - z 方向切片图

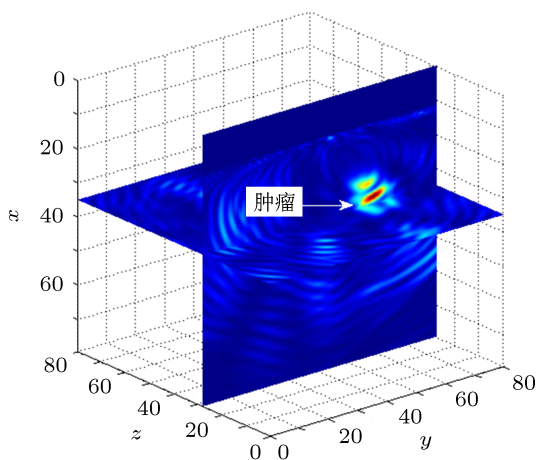


图 8 肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置 (35, 60, 30) 的 x - y 和 y - z 方向切片图

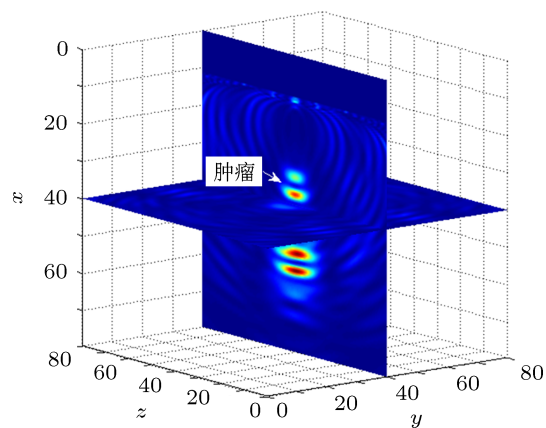


图 11 肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置 (40, 40, 40) 的 x - z 和 y - z 方向切片图

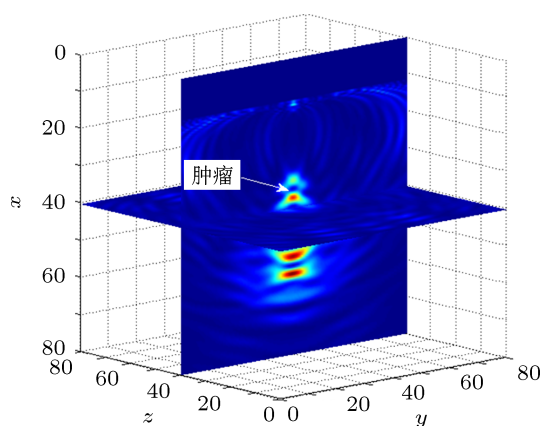


图 12 肿瘤直径 3 mm, 肿瘤位置 (40, 40, 40) 的 x - y 和 y - z 方向切片图

从以上各图可以看出, 三维共焦成像算法基本能够正确定位肿瘤的位置, 对于相同位置、不同大小的肿瘤, 在肋骨层附近都有噪声, 且肿瘤直径大的 (6 mm), 要比肿瘤直径小的严重很多. 这是由于肿瘤大会对信号传播有更大的阻挡作用, 在肋骨层上的遮挡投影面积更大, 噪声也就越明显. 而同样的肿瘤直径 (3 mm) 在不同的位置也会有不同程度的肋骨层噪声, 肿瘤在偏中间位置时肋骨层噪声要

比在两边位置时明显. 这是由于在同样发射天线个数和布局条件下, 在中间位置的肿瘤会有更多次数的遮挡作用, 投影到肋骨层上的阴影更明显且集中. 从乳房组织的成像结果的纹路可以看出在模型边界处基本看不出有反射的痕迹, 所以完美匹配层的边界条件是正确的, 并且通过共焦成像算法能够正确定位肿瘤这一事实能够证实本文采用的时域有限差分方法和色散模型的正确性.

5 结论

本文应用超宽带微波检测早期乳腺肿瘤, 完成基于单极 Debye 模型的三维乳房模型的建模. 边界条件采用完美匹配层设定. 采用 8 个发射天线 9 个接收天线的天线阵列完成了对乳房肿瘤的探测. 通过共焦成像算法对乳房模型进行了图形重构, 仿真结果表明该成像算法能够实现最小直径为 3 mm 的肿瘤检测以及对肿瘤进行准确定位, 同时验证了三维乳房建模和完美匹配层的正确性. 结果表明超宽带微波肿瘤检测能够有效地应用于早期乳腺肿瘤的检测.

- [1] Xu X H, Li H 2008 *Acta Phys. Sin.* **57** 4623 (in Chinese) [徐晓辉, 李晖 2008 物理学报 **57** 4623]
- [2] Li X, Bond B D, Veen V, Hagness S C 2005 *IEEE Antennas Propag.* **47** 19
- [3] Liu G D, Zhang Y R 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 4303 (in Chinese) [刘广东, 张业荣 2011 物理学报 **60** 4303]
- [4] Fear E C, Hagness S C, Meaney P M, Okoniewski M A, Stuchly M A 2002 *IEEE Microw. Mag.* **3** 48
- [5] Joines W T, Zhang Y, Li C, Jirtle R L 1994 *Med. Phys.* **21** 547
- [6] Xiao X, Kikkawa T 2008 *Jpn. J. Appl. Phys.* **47** 3209
- [7] Xiao X, Kikkawa T 2008 *Appl. Surf. Sci.* **255** 597
- [8] Winters D W, Bond E J, Hagness S C 2006 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **54** 3517
- [9] Young J L 1995 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **43** 422
- [10] Xu L, Xiao X, Wang L, Kikkawa T 2011 *International Conference of Electron Devices and Solid-State Circuits (EDSSC)* Tianjin, China, November 17–18, 2011 p1
- [11] Berenger J P 1994 *J. Comput. Phys.* **114** 185
- [12] Berenger J P 1996 *J. Comput. Phys.* **127** 363
- [13] Gedney S D 1996 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **44** 1630
- [14] Liu X, Xiao X 2010 *IEEE International Conference on Ultra-Wideband (ICUWB)*, Nanjing, September 20–23, 2010 p1
- [15] Hooi B L, Nguyen T T N, Li E P 2008 *IEEE Trans. Biomedical Eng.* **55** 1697
- [16] Li X, Hagness S C 2001 *IEEE Microw. Wirel. Co.* **11** 130
- [17] Fear E C, Li X, Hagness S C, Stuchly M A 2002 *IEEE Trans. Biomedical Eng.* **49** 812

Three-dimensional simulation for early breast cancer detection by ultra-wideband*

Xiao Xia[†] Xu Li Liu Bing-Yu

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

(Received 18 July 2012; revised manuscript received 24 August 2012)

Abstract

Ultra-wideband (UWB) microwave imaging technology can be used as an effective method of detecting early breast cancer, which is based on the difference of the electrical characteristic between normal breast tissues and tumor. The method can provide both the sufficient resolution and the adequate penetration depth in the breast. In this paper, the finite difference time domain method is employed to simulate the microwave propagation in three-dimensional breast tissue. The single pole Debye model is used to approximate the real electrical properties of the breast organism. The antenna arrays made up of 8 emitters and 9 detectors are performed for the detection. The confocal imaging algorithm is employed for the reconstruction of the breast tissue and location. The tumor information displayed in the reconstructed breast image verifies the correctness of the confocal imaging algorithm and the effectiveness of the UWB microwave imaging technique applied to the early breast cancer detection.

Keywords: microwave imaging, breast cancer detection, finite difference time domain, confocal image method

PACS: 41.20.-q, 41.20.JB, 41.20.GZ, 02.70.Bf

DOI: 10.7498/aps.62.044105

* Project supported by the Program for New Century Excellent Talents, China (Grant No. NCET-08-0389) and the National Natural Science Foundation of China (Grant No. 61271323).

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