

基于交替隐式有限差分法的快速早期乳腺癌时域微波断层成像

陈碧云 张业荣 王磊 王芳芳

Microwave tomography for early breast cancer detection based on the alternating direction implicit finite-difference time-domain method

Chen Bi-Yun Zhang Ye-Rong Wang Lei Wang Fang-Fang

引用信息 Citation: [Acta Physica Sinica](#), 65, 144101 (2016) DOI: 10.7498/aps.65.144101

在线阅读 View online: <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.144101>

当期内容 View table of contents: <http://wulixb.iphy.ac.cn/CN/Y2016/V65/I14>

您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

一种内置条状金属板的双层金属腔体屏蔽效能的理论模型

[An analytical model for shielding effectiveness of double layer rectangular enclosure with inner strip-shaped metallic plate](#)

物理学报.2016, 65(4): 044101 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.044101>

高浓度纤维增强材料介电特性计算方法

[An approach to characterize dielectric properties of fiber-reinforced composites with high volume fraction](#)

物理学报.2016, 65(2): 024102 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.65.024102>

左手介质对谐振腔谐振频率的影响

[Influence of left-handed material on the resonant frequency of resonant cavity](#)

物理学报.2015, 64(12): 124103 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.124103>

高增益相对论速调管放大器相位特性的模拟与实验研究

[Simulation and experimental study of phase characteristics in high-gain relativistic klystron amplifier](#)

物理学报.2015, 64(8): 084102 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.084102>

介质涂覆位置对双S弯排气系统电磁散射特性影响研究

[Electromagnetic scattering characteristics of double S-shape exhaust nozzle with different coating medium parts](#)

物理学报.2015, 64(2): 024103 <http://dx.doi.org/10.7498/aps.64.024103>

基于交替隐式有限差分法的快速早期乳腺癌时域微波断层成像

陈碧云¹⁾ 张业荣^{1)†} 王磊²⁾ 王芳芳¹⁾

1)(南京邮电大学, 电子科学与工程学院, 南京 210003)

2)(瑞士联邦理工学院, 电磁与天线实验室, 洛桑 CH-1015, 瑞士)

(2016年1月15日收到; 2016年5月18日收到修改稿)

采用时域微波断层成像技术进行早期乳腺癌检测能够准确地获得乳房的电参数分布, 具有明确的物理解释和医学诊断价值. 临床应用讲究即时性, 为了提高检测的速度, 本文将交替隐式有限差分法应用到乳腺癌检测中, 基于正反演时间步进成像算法进行成像分析, 结果显示在保证精度的前提下, 采用交替隐式有限差分法的成像时间可缩短为传统时域有限差分法的23%, 提高了微波断层成像技术的临床可应用性.

关键词: 微波断层成像, 交替隐式时域有限差分法, 乳腺癌

PACS: 41.20.-q, 02.70.Bf, 87.57.-s, 87.57.Q-

DOI: 10.7498/aps.65.144101

1 引言

美国肿瘤协会最新统计数据表明, 乳腺癌的发病率占女性新发恶性肿瘤的29%, 致死率为14%, 成为女性最易罹患癌症^[1], 早期检测被认为是降低死亡率的关键^[2]. 当前国内外最常用的筛查手段是X射线钼靶乳腺摄影技术, 然而这种方法存在几个缺陷: 1) X射线产生的电离辐射可能会对人体造成潜在的基因伤害; 2) 检测灵敏度欠佳, 尤其是年龄段在50岁以下的人群, 需要其他检测技术同时作为补充^[3]; 3) 检测时需要夹住乳房, 给人带来很大的不适. 20世纪六七十年代微波成像技术因其辐射低、费用少、分辨率高^[4]等一系列优点得到人们的关注, 目前国内外研究乳腺癌微波成像主要集中在两种方法, 一种是共焦成像(confocal microwave imaging, CMI)^[5,6], 另一种是断层成像(microwave tomography, MWT)^[7-11]. MWT类似于现代医用中的CT, 直接给出电参数的分布, 相比于CMI, 其物理解释更清晰, 更具有医学诊断价值.

最早的微波断层成像临床系统是由Meaney

等^[8]于2000年开发的, 该系统基于频域范围内进行, 由于采用的频带的限制, 获得的分辨率不高, 成像效果不如人意, 针对乳腺癌成像选择时域方法更有优势: 1) 早期的乳腺肿瘤是毫米级的, 利用宽带高频脉冲信号能够提供较好的成像分辨率; 2) 时域MWT利用目标的瞬态响应波形进行成像, 包含的信息量更多, 成像结果更准确^[12]. 现阶段比较成熟的时域逆散射算法有波分裂(wave-splitting)算法^[13-15], 正反演时间步进(forward-backward time-stepping, FBTS)算法^[16-18]和拉格朗日乘子(Lagrange multiplier, LM)算法^[19,20]. 2000年Takenaka等^[17]利用FBTS算法对二维乳腺癌模型进行了图像重建; 刘广东和张业荣以LM算法为基础, 分别对二维半圆形乳房^[21]和三维半球乳房^[22]模型进行了断层成像分析. 这些算法的成像分辨率以及鲁棒性都很好, 但是临床应用普遍还存在一大缺陷——成像时间过长, 尤其是到了高维情形, 重建时间需要耗费十几个小时甚至一天.

医学临床的应用讲究即时性, 为了提高成像的速度, 本文首次提出了采用交替隐式有限差分法(alternating direction implicit finite-

† 通信作者. E-mail: zhangyr@njupt.edu.cn

difference time-domain, ADI-FDTD) 算法^[23] 替代传统的FDTD算法进行迭代成像, 众所周知, 采用FDTD方法所选时间步长尺寸受到CFL(Courant-Friedrich-Levy) 稳定性条件的制约, 而ADI-FDTD算法提供了无条件的稳定, 时间步长不再受限于空间间隔的大小, 提高了计算的效率, 从而降低整个成像计算的时间. 仿真实验采用二维半圆无限长柱状乳房模型, 结合FBTS算法, 前向和后向的计算均采用ADI-FDTD 算法, 仿真实验分别对单个圆形, 单个“十”字型和多个“十”字型的肿瘤模型进行测试, 实验结果与传统的FDTD方法进行了比较, 结果显示采用ADI-FDTD方法在保证成像精度的前提下, 成像时间缩短了77%, 从而验证ADI-FDTD算法的可行性与有效性.

2 理论分析

FBTS算法^[16-18] 是由Takenaka提出的一种基于FDTD算法的时域逆散射算法, 已被成功地应用于乳腺癌断层成像中, 该算法利用电磁脉冲照射下产生的散射场, 反演出散射体的电参数分布. 人体组织是非磁性介质, 二维TM波传播满足以下麦克斯韦方程:

$$\begin{cases} \frac{\partial \mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t)}{\partial y} = -\mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}_x(\mathbf{r}, t)}{\partial t}, \\ \frac{\partial \mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t)}{\partial x} = \mu_0 \frac{\partial \mathbf{H}_y(\mathbf{r}, t)}{\partial t}, \\ \varepsilon(\mathbf{r}) \frac{\partial \mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t)}{\partial t} + \sigma(\mathbf{r}) \mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t) \\ = \frac{\partial \mathbf{H}_y(\mathbf{r}, t)}{\partial x} - \frac{\partial \mathbf{H}_x(\mathbf{r}, t)}{\partial y}, \end{cases} \quad (1)$$

其中 $\mathbf{r} = (x, y)^T$ 表示位置矢量, T表示转置 $\mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t)$ 表示电场在z轴上的分量, $\mathbf{H}_x(\mathbf{r}, t)$ 和 $\mathbf{H}_y(\mathbf{r}, t)$ 分别为磁场强度在x轴和y轴上的分量. $\varepsilon(\mathbf{r})$ 表示介电常数, $\sigma(\mathbf{r})$ 为电导率, μ_0 为真空中的磁导率.

2.1 前向计算

重建电参数分布将逆散射问题转化为最优化问题进行迭代求解, 采用泛函分析基于最小二乘法构建如下代价函数 $F(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}))$:

$$\begin{aligned} F(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r})) \\ = \int_0^T |\mathbf{u}^{\text{measured}}(\mathbf{r}, t)|^2 dt, \end{aligned}$$

$$- \mathbf{u}^{\text{assumed}}(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}), \mathbf{r}, t)|^2 dt, \quad (2)$$

其中,

$$\mathbf{u}^{\text{measured}}(\mathbf{r}, t) = (\mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t), \mathbf{H}_x(\mathbf{r}, t), \mathbf{H}_y(\mathbf{r}, t))^T$$

表示真实的测量场,

$$\begin{aligned} \mathbf{u}^{\text{assumed}}(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}), \mathbf{r}, t) \\ = (\mathbf{E}_z(\mathbf{r}, t), \mathbf{H}_x(\mathbf{r}, t), \mathbf{H}_y(\mathbf{r}, t))^T \end{aligned}$$

表示估计参数下得到的估计场. 采用ADI-FDTD算法计算电磁场, 将传统的FDTD 时间步 $n \rightarrow n+1$ 分为两步: $n \rightarrow n+1/2$ 和 $n+1/2 \rightarrow n+1$, 并且对这两个子时间步的差分离散采取不同的方式. 第一步: $n \rightarrow n+1/2$ 对方程中的x方向导数取隐式差分格式, 对y方向取显式得出 $\mathbf{H}_x^{n+1/2}$, $\mathbf{H}_y^{n+1/2}$ 和 $\mathbf{E}_z^{n+1/2}$ 满足如下方程:

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_x^{n+1/2}(i, j+1/2) \\ = \mathbf{H}_x^n(i, j+1/2) \\ - \frac{\Delta t}{2\mu} \left[\frac{\mathbf{E}_z^n(i, j+1) - \mathbf{E}_z^n(i, j)}{\Delta y} \right], \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{H}_y^{n+1/2}(i+1/2, j) \\ = \mathbf{H}_y^n(i+1/2, j) \\ + \frac{\Delta t}{2\mu} \left[\frac{\mathbf{E}_z^{n+1/2}(i+1, j) - \mathbf{E}_z^{n+1/2}(i, j)}{\Delta x} \right], \end{aligned} \quad (4)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{E}_z^{n+1/2}(i, j) \\ = \frac{(2\varepsilon/\Delta t - \sigma/2)}{(2\varepsilon/\Delta t + \sigma/2)} \mathbf{E}_z^n(i, j) + \frac{1}{(2\varepsilon/\Delta t + \sigma/2)} \\ \times \left[\frac{\mathbf{H}_y^{n+1/2}(i+1/2, j) - \mathbf{H}_y^{n+1/2}(i-1/2, j)}{\Delta x} \right. \\ \left. - \frac{\mathbf{H}_x^n(i, j+1/2) - \mathbf{H}_x^n(i, j-1/2)}{\Delta y} \right], \end{aligned} \quad (5)$$

其中需要注意求解 $\mathbf{E}_z^{n+1/2}$ 时涉及到一个三角条带矩阵, 可以通过高斯消元法进行求解. 第二步 $n+1/2 \rightarrow n+1$ 对方程中的y方向导数取隐式差分格式, 对x方向取显示差分格式, 求解类似于第一步, ADI-FDTD算法提供无条件稳定, 时间步长的选择不再受限于空间网格的大小, 正向计算的时间就可以被大大的缩短.

2.2 后向计算

最小化 $F(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}))$ 采用Fre'chet变分法求出梯度显示表达式见文献^[17], 此过程中引进Lagrange乘子罚函数求解伴随场 $w(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}), \mathbf{r}, t)$:

$$\mathbf{w}(\varepsilon_r(\mathbf{r}), \sigma(\mathbf{r}), \mathbf{r}, t)$$

$$= (\mathbf{w}_z(\mathbf{r}, t), \mathbf{w}_x(\mathbf{r}, t), \mathbf{w}_y(\mathbf{r}, t))^T, \quad (6)$$

其中, $\mathbf{w}_z(\mathbf{r}, t)$ 表示伴随场在 z 轴上的分量, $\mathbf{w}_x(\mathbf{r}, t)$ 和 $\mathbf{w}_y(\mathbf{r}, t)$ 分别为伴随场在 x 轴和 y 轴上的分量. 求解伴随场的方法和估计场类似, 均采用 ADI-FDTD 算法, 如此后向计算时间也可缩短. 有了梯度的显示表达式, 采用 PRP 非线性共轭梯度法进行搜索, 选取迭代初值和迭代的次数, 从而得出成像结果.

3 建 模

首先建立乳房模型如图 1, 假设该模型浸没在各向同性的耦合溶液中, 该耦合溶液的电参数为 $\epsilon_r = 36.0, \sigma = 0$, 与皮肤层的波阻抗匹配, 乳房结构简化为一个半圆形的无限长圆柱体, 最外层是厚度为 2 mm 的皮肤层, 其电磁参数为 $\epsilon_r = 36.0,$

$\sigma = 1.0$ S/m. 皮肤层下面是乳房组织层, 是一个半径为 50 mm 的半圆柱体, 电参数为 $\epsilon_r = 9.0, \sigma = 0.15$ S/m, 连接乳房层的是一个 20 mm 厚的胸壁层, 电参数为 $\epsilon_r = 50.0, \sigma = 1.2$ S/m. 成像系统由距离皮肤表面 8 mm 放置的 9 根天线组成, 9 发 8 收 (当其中一根作为发射天线时, 其余 8 根作为接收天线, 收发天线位置见图 1 中的圆点).

激励源选取调制高斯脉冲, 其时域表达式为

$$J(t) = \cos(2\pi f_c t) \exp\left[-\frac{4\pi(t-t_0)}{\tau^2}\right], \quad (7)$$

其中, $f_c = 3.0$ GHz, $\tau = 0.667$ ns, $t_0 = 0.75$ ns, 整个计算区域采用均匀网格剖分, 截断边界采用一阶 MUR 吸收边界, 传统 FDTD 计算步长要满足 CFL 条件, 这里我们取 $\Delta t_{\text{FDTD}} = \Delta x/2c$, 取 ADI-FDTD 时间步长 $\Delta t_{\text{ADI-FDTD}} = \text{CFL} \times \Delta t_{\text{FDTD}}$, 其中 CFL 取整数.

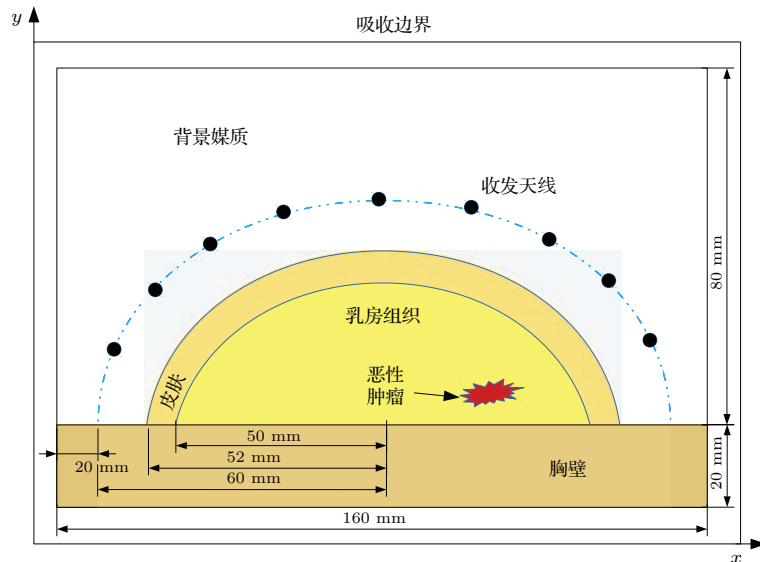


图 1 乳房结构模型图

Fig. 1. Geometrical configuration of the breast.

4 仿真结果与讨论

4.1 情形 1

元胞尺寸取 $\Delta x = \Delta y = 1$ mm, 整个计算区域元胞数为 160×100 , 位于点 (100, 40) 有一个大小为 3 mm 圆形肿瘤, 分别采用 FDTD 方法和 ADI-FDTD 方法对算例 1 进行仿真实验, FDTD 时间步数取 3000, 迭代次数 100, ADI-FDTD 的 CFL 值取

4, 8, 10, 12, 重建电参数分布如图 2 和图 3 所示.

仿真分别采用了 FDTD 方法和 ADI-FDTD 方法与真实值进行了比较, 由图 2 和图 3 可以看出, 采用 ADI-FDTD 方法和 FDTD 方法所得出的结果非常符合, 采用 ADI-FDTD 方法同样能够很好地重建出乳房模型的电参数, 确定肿瘤的大小和位置, 从图上还可以看到电导率 σ 的重建效果要好于相对介电常数 ϵ_r .

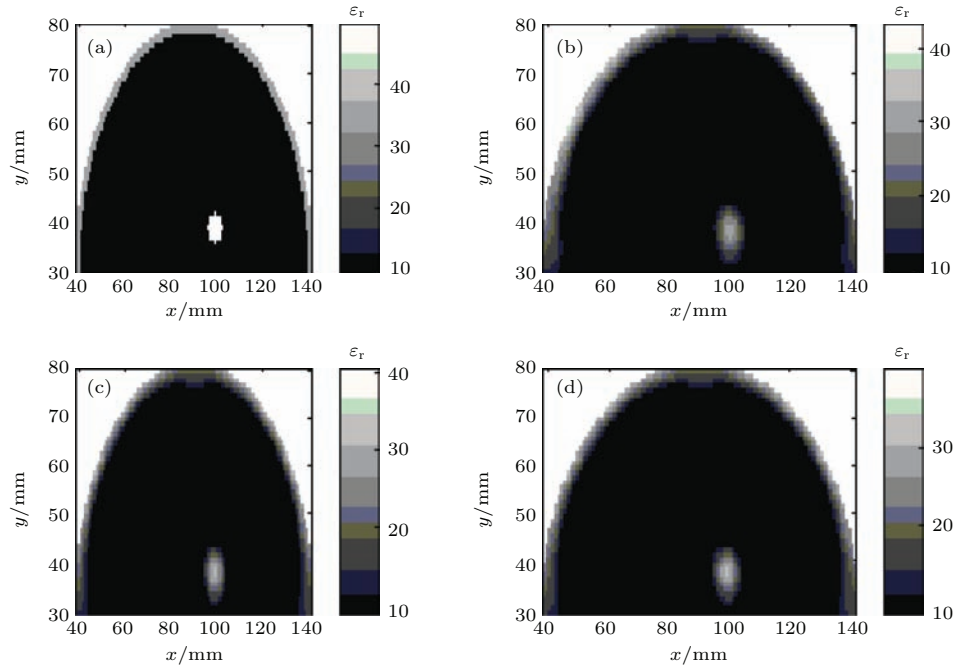


图2 (网刊彩色) 相对介电常数 ϵ_r 分布 (a) 真实值; (b) 采用 FDTD 方法; (c) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 8; (d) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 12

Fig. 2. (color online) Relative permittivity distribution for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) Reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

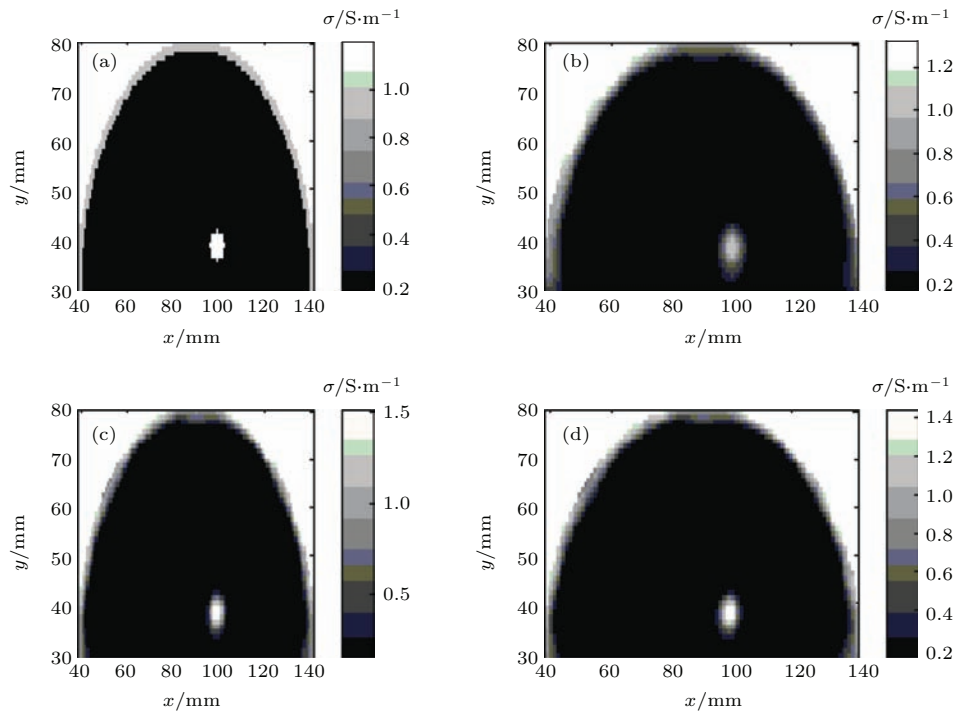


图3 (网刊彩色) 电导率 σ 分布 (a) 真实值; (b) 采用 FDTD 方法; (c) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 8; (d) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 12

Fig. 3. (color online) Conductivity distributions for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

表1 情形1成像时间比较
Table 1. Imaging time compare for example 1.

	FDTD	CFL = 4	CFL = 8	CFL = 10	CFL = 12
Time/h	4.58591	4.4481	2.2301	1.7815	1.4857
百分比	1	97%	48.63%	38.85%	32.4%

表1列出了情形1时FDTD以及不同CFL的成像时间,从表1中我们可以看出,当CFL取12时,采用ADI-FDTD方法成像的时间仅为FDTD方法的32.4%,在保证成像精度的同时大大降低了计算的时间.

4.2 情形2

恶性肿瘤大多都是不光滑的,采用“+”字形肿瘤模型,取 $\Delta x = \Delta y = 2\text{ mm}$,整个计算区域元胞数为 80×50 ,位于(90, 30)有一个有5个边长为2 mm的方柱组成的“+”字形柱体肿瘤.仿真分别采用FDTD方法和ADI-FDTD方法进行实验,接下来分别采用FDTD方法和ADI-FDTD方法进行仿真实验,FDTD时间步数取1500,迭代100次,重建电参数分布如图4和图5所示.

由图4和图5可以看出,采用ADI-FDTD方法和FDTD方法实验结果相符合,不过从实验结果上看不如情形1中成像效果好.情形2中肿瘤所处的

位置较深,再加上肿瘤较小,导致肿瘤的散射信号较弱.同样迭代计算100次,成像效果肯定不如情形1,如若想得到更好的成像效果,可以适当地增加迭代的步数.

表2 情形2成像时间比较
Table 2. Imaging time compare for example 2.

	FDTD	CFL = 4	CFL = 10	CFL = 12
Time/h	0.70585	0.48609	0.19516	0.16288
占比	1	68.87%	27.64%	23.08%

表2列出了情形2时FDTD和不同CFL的成像时间.从表2中我们可以看出,当CFL取12时,采用ADI-FDTD进行成像不到FDTD方法的1/4,计算的时间大大缩短.比较表1和表2,2 mm剖分的网格,采用ADI-FDTD方法的时间缩短至23%,相比于1 mm的剖分ADI-FDTD的效率更高些,实际检测时,网格剖分需要进行综合的考

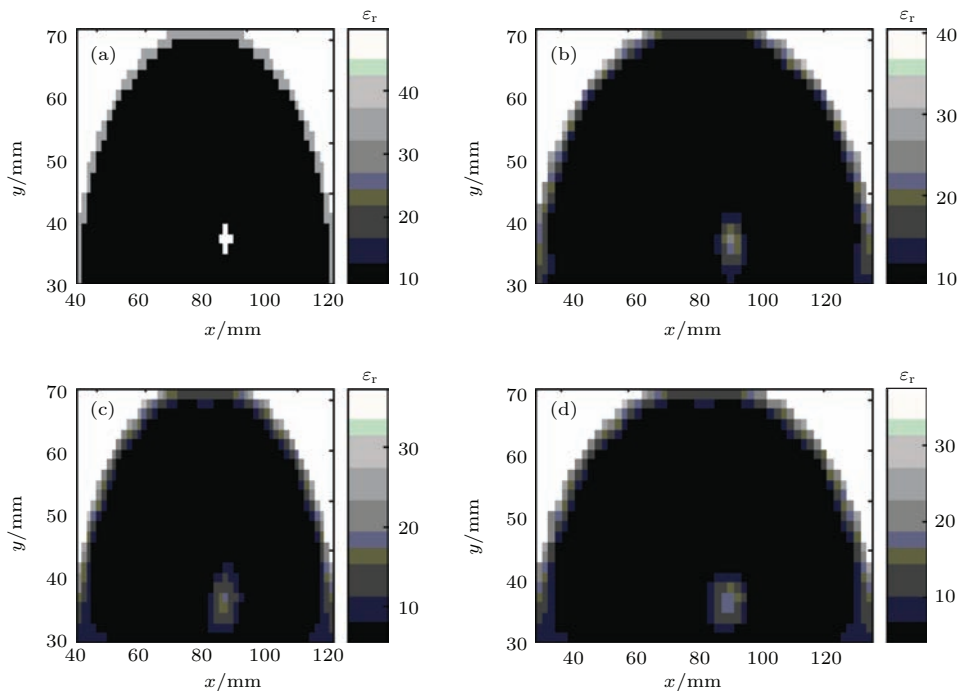


图4 (网刊彩色) 相对介电常数 ϵ_r 分布 (a) 真实值; (b) 采用FDTD方法; (c) 采用ADI-FDTD方法, CFL = 8; (d) 采用ADI-FDTD方法, CFL = 12

Fig. 4. (color online) Relative permittivity distribution for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

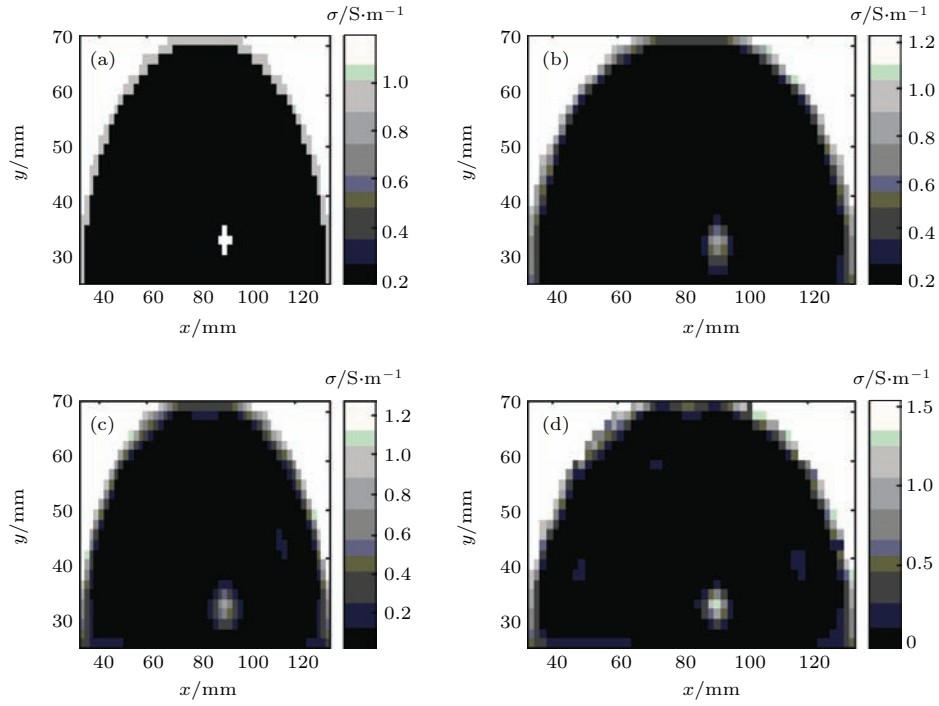


图5 (网刊彩色) 电导率 σ 分布 (a) 真实值; (b) 采用 FDTD 方法; (c) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 8; (d) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 12

Fig. 5. (color online) Conductivity distributions for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

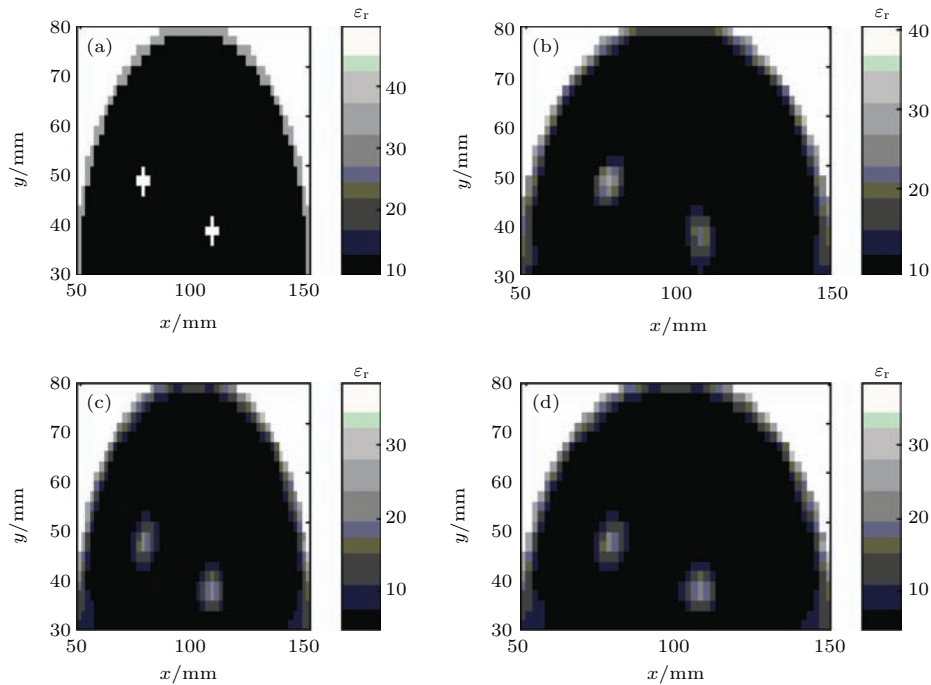


图6 (网刊彩色) 相对介电常数 ϵ_r 分布 (a) 真实值; (b) 采用 FDTD 方法; (c) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 8; (d) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 12

Fig. 6. (color online) Relative permittivity distribution for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

考虑,既要满足分辨率要求,也要考虑运算的成本,采用 2 mm 网格整个成像的时间不足 10 min,可以满足临床应用的要求.

4.3 情形 3

元胞尺寸取 $\Delta x = \Delta y = 2$ mm,有两个 5 个边长为 2 mm 的方柱组成的“十”字形柱体肿瘤分别位于 (105, 50) 和 (75, 55). 接下来分别采用 FDTD 方法 ADI-FDTD 方法进行仿真实验, FDTD 时间步数取 1500, 迭代次数 100, 重建电参数分布如

图 6 和图 7 所示.

仿真分别采用了 FDTD 方法和 ADI-FDTD 方法进行实验,同时与真实值进行了比较,由图 6 和图 7 可以看出采用 ADI-FDTD 方法,同样能够很好地重建出乳房模型的电参数,从而确定两个肿瘤的大小和位置,进一步证明了 ADI-FDTD 算法运用于乳腺癌微波断层成像中的可行性. 两个肿瘤一个位置浅,一个位置深,从电导率的重建效果我们可以很直观地看出,位于 (105, 50) 处的肿瘤重建效果要好于位于 (75, 55) 处的肿瘤.

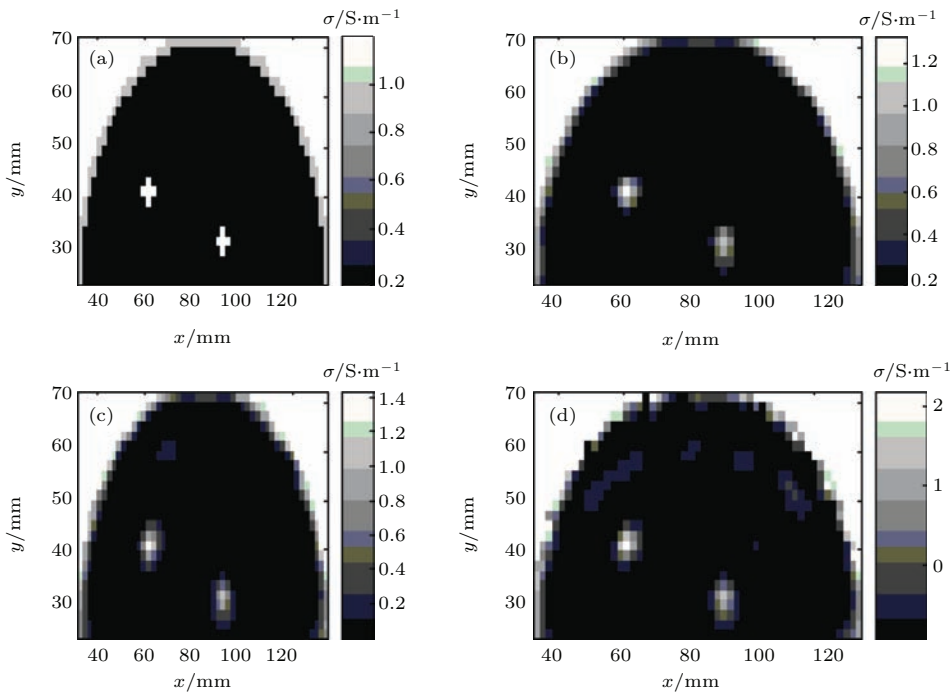


图 7 (网刊彩色) 电导率 σ 分布 (a) 真实值; (b) 采用 FDTD 方法; (c) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 8; (d) 采用 ADI-FDTD 方法, CFL = 12

Fig. 7. (color online) Conductivity distributions for example 1: (a) True distribution; (b) reconstruction by FDTD method; (c) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 8; (d) reconstruction by ADI-FDTD method, CFL = 12.

5 结 论

为了提高检测的效率和速度,本文首次将 ADI-FDTD 算法运用于时域微波断层成像早期乳腺癌的检测中. 基于 FBTS 时域逆散射算法,前向和后向的计算均采用 ADI-FDTD 方法,对二维无限长半圆柱体乳房模型进行了仿真实验,给出了不同肿瘤大小、不同肿瘤位置下的成像结果. 同时与传统的 FDTD 方法成像结果进行比较,表明采用 ADI-FDTD 算法在保证精度的同时成像的时间可以被大大缩短,当元胞尺寸取 2 mm 时,ADI-

FDTD 方法时间可以缩短为传统方法的 23%, 这为 MT 转向临床应用提供了进一步的可能.

本文研究的是二维情形,下一步将针对三维乳房模型进行成像分析,与此同时,微波断层成像走向临床应用还有许多的问题需要去考虑,比如介质的色散特性,激励源选取,天线的具体设计等等.

参考文献

[1] Siegel R, Ma J, Zou Z H, Jemal A 2014 *Ca-Cancer J. Clin.* **64** 9

- [2] Ahmedin J, Rebecca S, Xu J, Elizabeth W 2010 *Cancer J. Clin.* **60** 277
- [3] Smith-Bindman R, Chu P, Miglioretti D L, Quale C, Rosenberg R D, Cutter G, Geller B, Bacchetti P, Sickles E A, Kerlikowske K 2005 *J. Natl. Cancer I.* **97** 358
- [4] Guo B 2007 *Ph. D. Dissertation* (USA Florida: Florida University)
- [5] Hagness S C, Taflove A, Bridges J E 1998 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **45** 1470
- [6] Fear E C, Stuchly M A 1999 *IEEE Microwave Guided Wave Lett.* **9** 470
- [7] Rubaek T, Meaney P, Meincke P, Paulsen K D 2007 *IEEE Trans. Antennas Propag.* **55** 2320
- [8] Meaney P M, Fanning M W, Li D, Poplack S P 2000 *IEEE Trans. Microwave Theory Techn.* **48** 1841
- [9] Bindu G N, Abraham S J, Lonappan A, Thomas V, Aanandan C K, Mathew K T 2006 *Prog. Electromagn. Res.* **58** 149
- [10] Miyakawa M, Ishida T, Watanabe M 2004 *26th annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* San Francisco, California, September 1–5, 2004 p1427
- [11] Andreas F, Parham H, Mikael P 2006 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **53** 1594
- [12] Johnson J E, Takashi T, Toshiyuki T 2008 *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **55** 1941
- [13] Gustafsson M, He S 1999 *Math. Comput. Simulat. Math.* **50** 541
- [14] Gustafsson M, He S 2000 *Radio Sci.* **35** 525
- [15] Gustafsson M 2000 *Ph. D. Dissertation* (Sweden Lund: Lund University)
- [16] Takenaka T, Tanaka T, Harada H, He S 1998 *Microw. Opt. Techn. Lett.* **16** 292
- [17] Takenaka T, Jia H, Tanaka T 2000 *J. Electromagnet. Wave.* **14** 1609
- [18] Takenaka T, Zhou H, Tanaka T 2003 *J. Opt. Soc. Am. A* **20** 1867
- [19] Rekanos I T, Räsänen A 2003 *IEEE Trans. Magn.* **39** 1381
- [20] Rekanos I T 2003 *J. Electromagnet. Wave.* **17** 271
- [21] Liu G D, Zhang Y R 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 6969 (in Chinese) [刘广东, 张业荣 2010 物理学报 **59** 6969]
- [22] Liu G D, Zhang Y R 2010 *Chin. J. Radio* **25** 1175 (in Chinese) [刘广东, 张业荣 2010 电波科学学报 **25** 1175]
- [23] Namiki T 1999 *IEEE Trans. Microwave. Theory Techn.* **47** 2003

Microwave tomography for early breast cancer detection based on the alternating direction implicit finite-difference time-domain method

Chen Bi-Yun¹⁾ Zhang Ye-Rong^{1)†} Wang Lei²⁾ Wang Fang-Fang¹⁾

1) (College of Electronic Science and Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210003, China)

2) (Swiss Federal Institute of Technology in Lausanne, Lausanne CH-1015, Switzerland)

(Received 15 January 2016; revised manuscript received 18 May 2016)

Abstract

In microwave tomography (MWT), electric-parameter distributions of the breast can be reconstructed to detect the early-breast-cancer, which has a specific physical explanation and medical diagnostic value. In time-domain, the finite-difference time-domain (FDTD) method is usually applied to these problems. However, due to the constraint of Courant-Friedrich-Levy (CFL) stability condition, the time step should be small enough to well match the small fine cells, which begets an increasing computational cost, such as the central processing unit (CPU) time. For real-time clinical, it is very important and essential to look for efficient methods to improve the computational efficiency. The alternating-direction implicit finite-difference time-domain (ADI-FDTD) method, on the other hand, provides a larger time step than that the CFL stability condition limitation could set. In order to shorten the time of imaging and improve the detection efficiency, the ADI-FDTD method is first used for the early-breast-cancer detection in this paper. MWT for breast cancer detection requires solving nonlinear inverse scattering problems. Most nonlinear inversion algorithms require solving a number of forward scattering problems followed by an optimization procedure. Therefore, we turn the inverse scattering problem into an optimization question according to the least squares criterion. The optimization procedure aims at minimizing the error between measured scattered fields and estimated scattered fields by the forward solver. Nonlinear reconstruction algorithm is used to solve an update for the scattering object properties used in our breast model. This iteration process is repeated until the convergence between the measured and estimated data is obtained. The specific process of the iteration method is divided into two steps: the forward step, which is to solve a forward problem for a scattering object with estimated electrical properties, and the backward step, which is to solve adjoint fields by introducing the Lagrange multiplier penalty function. Both the forward and backward calculations are conducted by using the ADI-FDTD method. The algorithm is evaluated for a two-dimensional (2D) semicircle breast model with tumors. We compare the imaging results obtained by the ADI-FDTD method for various time steps with the results obtained by the conventional FDTD method and the real distribution. The results agree well, the simulation results prove that the imaging time by using this ADI-FDTD method can be reduced to 23% that by the conventional FDTD method. In addition, the simulation results suggest that the ADI-FDTD method can be more efficient if higher resolution is required, thus further enhancing the clinical applicability of MWT.

Keywords: microwave tomography, alternating direction implicit finite-difference time-domain, breast cancer

PACS: 41.20.-q, 02.70.Bf, 87.57.-s, 87.57.Q-

DOI: 10.7498/aps.65.144101

† Corresponding author. E-mail: zhangyr@njupt.edu.cn