

一种用于乳腺微波热消融治疗 温度成像的磁化率修正算法

朱瑞旻, 杜宏伟

(中国科学技术大学电子科学与技术系, 安徽合肥 230027)

摘要:在磁共振引导乳腺微波热消融手术过程中,温度成像方法可以算出被消融区域的准确温度。由于磁化率对温度变化很敏感,需要一种新的测温方法或者温度成像优化方法减小磁化率变化对测温准确性的影响。基于磁化率变化的温度成像优化方法首先使用最基本的温度成像方法求出热消融区域的温度;然后针对乳腺组织的特异性,使用水脂分离的温度成像方法计算温度,同时借助水和脂肪磁化率变化的差异性对温度进行修正;最后将温度差作为评估温度修正算法优劣的标准。仿真实验结果表明,对于包含水质两种组织的热消融模型,在微波消融输入功率为15W,微波消融时间为300s的时候,本算法的综合修正效果最好。上述结果证明了本算法的正确性以及可行性,适用于任何含有水和脂肪两种物质的组织。

关键词:乳腺;微波消融;磁化率修正;温度成像;水脂分离

中图分类号:R318 **文献标识码:**A doi:10.3969/j.issn.0253-2778.2015.07.006

引用格式: ZHU Ruimin, DU Hongwei. An algorithm for correcting susceptibility induced breast temperature imaging during microwave ablation[J]. Journal of University of Science and Technology of China, 2015, 45(7): 568-574.

朱瑞旻, 杜宏伟. 一种用于乳腺微波热消融治疗温度成像的磁化率修正算法[J]. 中国科学技术大学学报, 2015, 45(7): 568-574.

An algorithm for correcting susceptibility induced breast temperature imaging during microwave ablation

ZHU Ruimin, DU Hongwei

(Department of Electronic Science and Technology, University of Science and Technology of China, Hefei 230027, China)

Abstract: During the interventional thermal therapy of breast cancer by the hepatic microwave ablation (WMA), magnetic resonance (MR) thermal imaging can obtain accurate temperature together with a reduction in the influence on the accuracy of the temperature caused by the change in the susceptibility of the WMA area. Because susceptibility is very sensitive to temperature change, a new temperature mapping correction method was proposed to reduce the influence of the temperature imaging by susceptibility change. Firstly, the temperature was calculated by the water proton resonance frequency (PRF) method. Secondly, because breast tissue contains lots of fat, the temperature was calculated by means of the water-fat separating method based on differences in the susceptibility changes between water and fat. Lastly, the temperature mapping correction method was evaluated by the temperature difference. The simulation

收稿日期:2014-10-17;修回日期:2015-03-31

作者简介:朱瑞旻,女,1990年生,硕士生。研究方向:磁共振温度成像。E-mail:rmzhu90@mail.ustc.edu.cn

通讯作者:杜宏伟,博士/副教授。E-mail:duhw@ustc.edu.cn

results show that for a tissue model containing both water and fat, when the power of the WMA is 15W, the temperature mapping accuracy can reach 0.34°C at the 300th second. All the results demonstrated the validity and feasibility of the temperature mapping correction method and its suitability for other tissues containing water and fat.

Key words: breast; microwave ablation; susceptibility correction; temperature mapping; water-fat separating

0 引言

乳腺癌是女性常见的恶性肿瘤之一,严重危害女性健康.全世界每年约有120万妇女新发乳腺癌,约50万妇女死于乳腺癌^[1].近年来随着科技的发展,微创介入治疗以其创伤小、恢复快等特点成为了治疗乳腺癌的有效手段.微创介入治疗主要包括热消融治疗和冷冻治疗^[2];然而无论采用何种肿瘤治疗方法,均需要解决对目标组织施加热量的控制等问题^[3],因此必须对治疗过程进行实时监控,包括对目标组织精确定位和温度监控,以提高手术的成功率.

早在1983年,Parker等发表了关于MRI温度成像的论文^[4],随后出现了多种磁共振(magnetic resonance, MR)I温度成像技术.在众多的磁共振温度成像方法中,基于水分子共振频率偏移(proton resonance frequency shift, PRFS)的方法由于其良好的线性和温度灵敏性被认为是最有效的方法^[5].由于运动、磁化率变化以及诸如质子等温度不敏感物质的存在,PRFS测温方法的精确度很低;而且乳腺组织含有大量的脂肪分子,因此在对乳腺组织进行磁共振温度成像时,需要考虑到脂肪分子的影响,而PRFS并不适用于脂肪分子中的质子.温度变化还会引起本地的磁化率变化^[6]和周围的磁化率变化^[7],从而使磁场发生变化,进而影响PRFS测温的准确性;因此,在同时含有水和脂肪的组织中,含有水的组织的PRFS测温结果会受到温度变化导致的周围脂肪组织的磁化率变化的影响,引起测温误差.

虽然很多研究都已表明磁化率变化会影响PRFS测温,但是均无法直接测量磁化率数值,因此目前很少有研究去修正磁化率变化对热消融温度成像的影响.Kickhefel等^[8]对冷冻冰球的温度成像结果进行了磁化率修正,效果显著.本文将Kickhefel等的方法加以改进,在PRFS温度成像的基础上对微波热消融过程的温度测量进行磁化率修正,提高测温的准确性.同时使用Comsol Multiphysics 4.3a

仿真微波热消融过程,再使用Matlab仿真温度修正算法,评估算法的有效性.考虑到肿瘤热消融治疗的临床应用,本文改变Comsol Multiphysics 4.3a的仿真输入功率和热消融持续时间,分析不同参数条件下温度修正的情况,从而确定最佳的热消融参数.

1 基于磁化率的温度成像修正算法

1.1 理论依据

如果不考虑磁化率的影响,微波热消融区域的温度可以由PRFS相位相减法^[9]直接计算:

$$\Delta T = \frac{\Delta\varphi}{\gamma\alpha B_0 TE} \quad (1)$$

式中, $\Delta\varphi$ 是温度差为 ΔT 时对应的图像的相位差,TE是回波时间, γ 是旋磁比, B_0 为磁场强度, α 为组织的热相关系数($\alpha = d\sigma/dT = -0.01\text{ppm}/^\circ\text{C}$).

对于一个任意形状的组织来说,磁化率分布 χ 与其温度分布T有关.对某一确定点, χ 为磁化率的空间分布, σ 为电子屏蔽常数, B_{mac} 为宏观的磁场,则该点的磁场强度 B_{nuc} 可表示为:

$$B_{\text{nuc}} = (1 - \sigma - \frac{2}{3}\chi) B_{\text{mac}} \quad (2)$$

对于人体组织来说,磁化率的数量级特别小,故式(2)可以近似写为:

$$\Delta B_{\text{nuc}} \cong [\Delta B_{\text{mac}}(\Delta\chi) - \frac{2}{3}\Delta\chi B_0] - \Delta\sigma B_0 = \Delta B_{\text{nuc},\text{suc}}(\Delta\chi) - \Delta B_{\text{nuc},\text{elect}}(\Delta\sigma) \quad (3)$$

由式(3)可以看出:①在不知道绝对的磁化率值时可以根据磁化率的变化计算整个核磁场的变化;②磁场变化的数值可以间接由磁化率的变化求出.而式(1)表明,磁场的变化与温度的变化成比例关系,所以,如果知道磁化率的变化值就可以知道温度的变化值.因此,综合磁化率变化、磁场变化和温度变化的关系,可以得到只由磁化率分布变化引起的温度变化的表达式^[8]:

$$\Delta T_{\text{suc}} = \frac{1}{|\alpha|} \cdot FT^{-1} \left[\left(\frac{1}{3} - \frac{k_z^2}{k^2} \right) FT[\Delta\chi] \right] \quad (4)$$

1.2 算法步骤

下面我们仅考虑二维的情况. 假设一个乳腺热消融模型, 使用二维数据输入, 具体的算法步骤如下:

(I) 确定水和脂肪的具体模型以及初始的温度值 ΔT_{meas} . 此温度值可由式(1)求出, 将水和脂肪部分的温度值分别标记为 $\Delta T_{w, \text{meas}}$ 和 $\Delta T_{f, \text{meas}}$.

(II) 根据

$$\Delta \chi_{\text{water}} = \left[\frac{d\chi}{dT} \right]_{\text{water}} \times \Delta T_{w, \text{meas}} \quad (5)$$

$$\Delta \chi_{\text{fat}} = \left[\frac{d\chi}{dT} \right]_{\text{fat}} \times \Delta T_{f, \text{meas}} \quad (6)$$

使用磁化率温度变化相关系数 $d\chi/dT$ 分别计算水和脂肪部分的磁化率变化 $\Delta \chi_{\text{water}}$ 和 $\Delta \chi_{\text{fat}}$. 式中, 磁化率温度变化相关系数均为已知, 对于含有水的组织,

$$\left[\frac{d\chi}{dT} \right]_{\text{water}} = 0.0015 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}^{[10]}, \text{ 对于含脂肪的组织,}$$

$$\left[\frac{d\chi}{dT} \right]_{\text{fat}} = 0.0085 \text{ ppm}/^{\circ}\text{C}^{[11]}.$$

(III) 根据第(II)步中的水和脂肪的磁化率变化, 用式(4)分别计算水和脂肪的温度变化. 这个温度变化仅由磁化率分布变化引起的.

(IV) 那么使用磁化率修正后的温度值(相对于初始温度)为:

$$\Delta T_1 = \Delta T_{\text{meas}} + \Delta T_{\text{sus}} \quad (7)$$

(V) 若不使用磁化率修正, 则可以根据式(1)计算出温度值(相对于初始温度) ΔT_2 . 其中, ΔT_2 包括水和脂肪两部分, 计算公式分别为:

$$\Delta T_{2, \text{fat}} = \frac{\Delta \varphi}{\alpha_f \gamma_f B_0 TE} \quad (8)$$

$$\Delta T_{2, \text{water}} = \frac{\Delta \varphi}{\alpha_w \gamma_w B_0 TE} \quad (9)$$

式中, γ_f 与 γ_w 以及 α_f 与 α_w 的数值均已知^[12].

(VI) 最后, 计算 $\Delta T = \Delta T_1 - \Delta T_2$, 评估由磁化率修正的温度测量的效果.

2 仿真乳腺模型的微波热消融过程

本文使用 Comsol 公司的软件 Comsol Mutliphysics 4. 3a 对乳腺模型的微波热消融过程进行仿真^[13], 并将该仿真过程的温度作为参考温度, 讨论温度修正的效果.

为了得到温度场的分布情况, 这里建立如图 1 所示的乳腺微波热消融模型, 温度场的计算采用经典的 Pennes 生物热传导方程^[14]如下:

$$\rho \cdot c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \nabla T) - a \cdot (T - T_b) + Q_e + Q_r \quad (10)$$

$$Q_r = \sigma \cdot |E|^2 / 2 \quad (11)$$

式中, T 为组织的温度, ρ 为组织的密度, c 为组织的比热, k 为组织的热传导系数, a 是一个由血液灌注率引起的热交换机制的常数, T_b 是血液的温度(一般为 37°C), Q_e 是组织的代谢产热率, σ 是组织的电导率, $|E|$ 是稳态电场值.

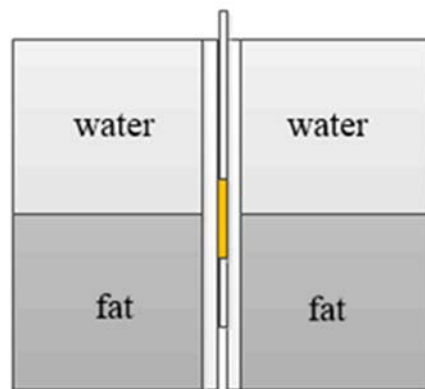


图 1 乳腺热消融仿真模型

Fig. 1 Thermal ablation simulation model of breast

在 Comsol Multiphysics 4. 3a 仿真微波热消融的过程中, 微波热消融的输入频率为 $f = 2.45 \text{ GHz}$, 初始温度为人体体温 $T_0 = 37^{\circ}\text{C}$, 微波热消融的输入功率分别为 $P = 10 \text{ W}$, $P = 15 \text{ W}$, $P = 20 \text{ W}$, $P = 25 \text{ W}$ 和 $P = 30 \text{ W}$. 表 1 给出了 $f = 2.45 \text{ GHz}$ 下人体组织的相对介电常数、电导率以及采用经典的 Pennes 生物热传导方程计算温度场时所用的热参数^[15-16], 其他的所需的参数为 Comsol Multiphysics 4. 3a 参数库中自带. 按照图 1 所示的热消融模型进行仿真, 仿真时间一直持续到 $t = 100 \text{ s}$.

表 1 微波热消融仿真中所用的热参数

Tab. 1 Parameters used in the microwave ablation simulation

参数	水	脂肪
相对介电常数	76.19	9.97
电导率 (S/m)	1.11	0.19
导热系数 ($\text{W}/\text{m} \cdot ^{\circ}\text{C}$)	0.54	0.306
常压热容 ($\text{J}/\text{kg} \cdot ^{\circ}\text{C}$)	4 186	2 279
密度 (kg/m^3)	1 000	1 069

图 2 为微波热消融功率为 $P = 10 \text{ W}$ 时, 仿真时间 t 分别为 100 s , 150 s , 200 s , 250 s , 290 s 和 300 s 时水脂模型的温度分布图(图中仅显示了模型右侧的温度分布情况, 实际模型为左右对称). 分析图 2

所示的仿真结果可以看出,当微波热消融的输入功率为 $P=10\text{ W}$ 时,随着微波热消融时间的增加,该水脂模型的温度也在升高,但是总的温度分布轮廓不变,温度最大值出现的位置也几乎相同.

当微波热消融的输入功率分别为 $P=10\text{ W}$ 、

$P=15\text{ W}$ 、 $P=20\text{ W}$ 、 $P=25\text{ W}$ 和 $P=30\text{ W}$ 时不同热消融时间情况下水脂模型的温度最大值. 根据表中数据不难发现,当微波热消融的输入功率为 $P=20\text{ W}$ 或者更大时,即使消融时间很短,该水脂模型的温度已经很高了,表 2 所示.

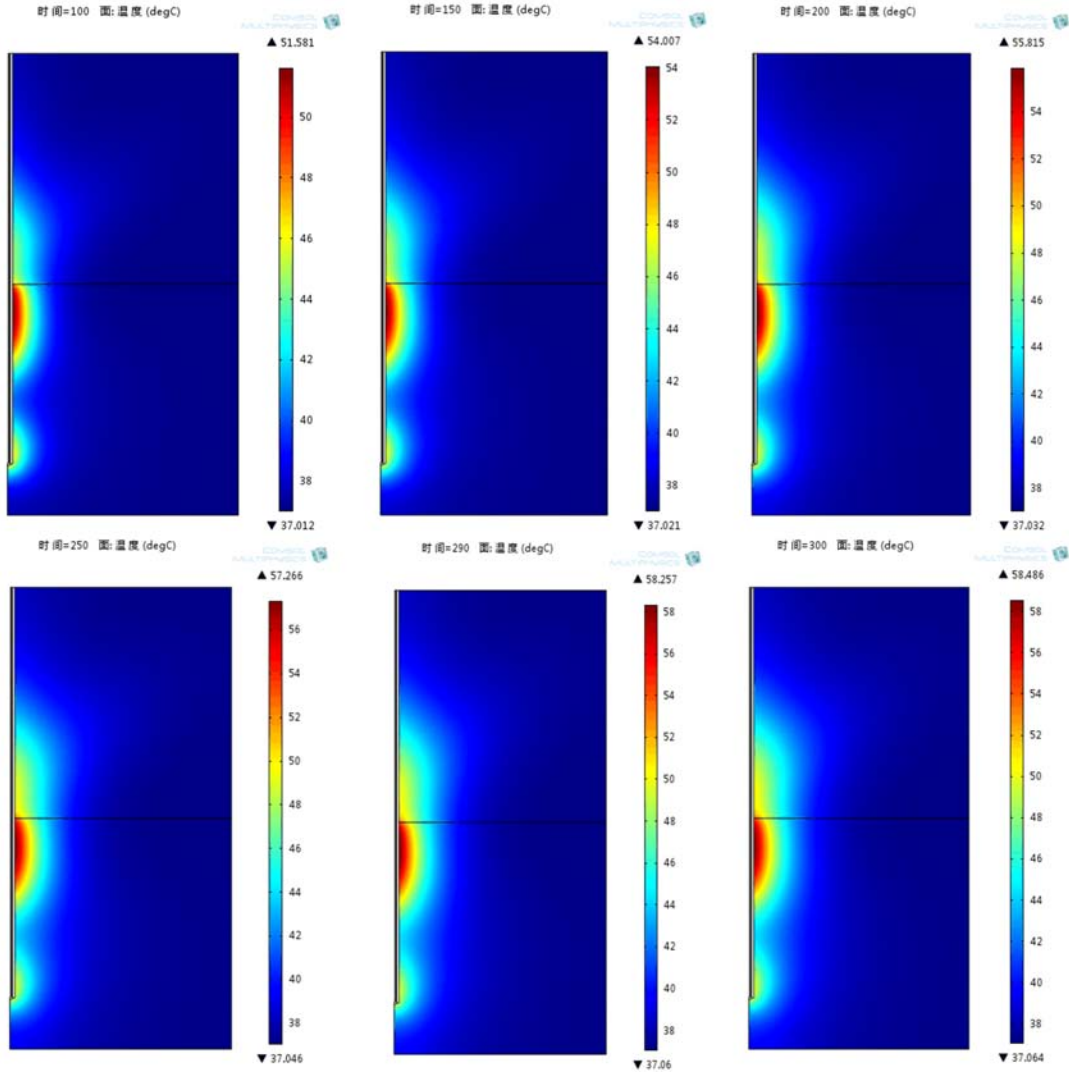


图 2 微波热消融仿真输入功率 $P=10\text{ W}$ 为时,不同时间温度分布情况

Fig. 2 The distribution of temperature at different thermal ablation duration while $P=10\text{ W}$

表 2 不同微波热消融输入功率情况下,不同时刻热消融水脂模型的温度最大值(单位为 $^{\circ}\text{C}$)

Tab. 2 The maximal temperature of water-fat model at different thermal ablation duration and input power

P/W	$t=100\text{s}$	$t=150\text{s}$	$t=200\text{s}$	$t=250\text{s}$	$t=260\text{s}$	$t=270\text{s}$	$t=280\text{s}$	$t=290\text{s}$	$t=300\text{s}$
10	51.581	54.007	55.815	57.266	57.562	57.777	58.021	58.257	58.486
15	58.871	62.510	65.222	67.400	67.789	68.166	68.531	68.885	69.229
20	66.161	71.013	74.629	77.533	78.052	78.555	79.041	79.513	79.971
25	73.145	79.517	84.037	87.666	88.135	88.943	89.552	90.142	90.714
30	80.742	88.020	93.444	97.799	98.578	99.322	100.06	100.77	101.46

下面以 $P=10\text{ W}$ 为例,结合图 2 和表 2 分析不同热消融时间时的温度场分布情况.由表 2 可知,当输入功率为 10 W 、微波热消融时间为 100 s 时,该水脂模型的温度最高值为 51.581°C ;消融时间为 150 s 时,温度最高值为 54.007°C ;而消融时间为 200 s 时,温度最高值为 55.815°C .由此可以看出,当微波热消融的时间有相同的增加幅度时,随着热消融时间的增加,水脂模型的温度升高的幅度反而减小.

综合图 2 和表 2 不同微波热消融输入功率和热消融时间对应的温度的数据分析,可以得出如下结论:不同的微波热消融输入功率和热消融时间的长短对水脂混合模型的温度分布轮廓没有太大影响,只会影响被消融区域的温度的大小.

表 3 不同射频消融功率和消融时间情况下,数值表(单位 $^\circ\text{C}$)

Tab. 3 The values at different thermal ablation duration and different input power

P/W	$t=100\text{ s}$	$t=150\text{ s}$	$t=200\text{ s}$	$t=250\text{ s}$	$t=260\text{ s}$	$t=270\text{ s}$	$t=280\text{ s}$	$t=290\text{ s}$	$t=300\text{ s}$
10	0.5600	0.3998	0.3137	0.2691	0.2601	0.2517	0.2439	0.2366	0.2298
15	0.8407	0.5997	0.4705	0.4037	0.3902	0.3776	0.3658	0.3549	0.3446
20	1.1209	0.7997	0.6274	0.5383	0.5202	0.5034	0.4878	0.4732	0.4595
25	1.4011	0.9996	0.7842	0.6729	0.6503	0.6293	0.6097	0.5915	0.5744
30	1.6813	1.1995	0.9411	0.8074	0.7803	0.7551	0.7317	0.7098	0.6893

下面仍以 $P=10\text{ W}$ 时,不同微波热消融时间时的温度修正误差为例分析该基于磁化率的温度修正算法的效果.由表 3 可知,当输入功率为 $P=10\text{ W}$ 、热消融时间为 100 s 时,温度修正误差为 $0.560\text{ }^\circ\text{C}$;消融时间为 150 s 时,温度修正误差为 $0.3998\text{ }^\circ\text{C}$;消融时间为 200 s 时,修正误差为 $0.3137\text{ }^\circ\text{C}$.显然,在微波热消融输入功率一定的情况下,温度的修正误差随着热消融时间的升高而降低.

4 实验结果分析

综合 Comsol Multiphysics 4.3a 和 Matlab 仿真结果,对本文提出的基于磁化率修正的水脂分离温度成像优化算法加以分析.在表 2 中,当 $t=260\text{ s}$ 、 $P=25\text{ W}$ 时,温度最大值为 $88.135\text{ }^\circ\text{C}$;当 $t=150\text{ s}$ 、 $P=30\text{ W}$ 时,温度最大值为 $88.020\text{ }^\circ\text{C}$.虽然这两个时刻的温度值几乎相同,相应的像素点的位置也基本上一样,但是表 3 中这两个时刻对应的 ΔT 值却相差很大.这说明 ΔT 的值与热消融时间、热消融功率不成比例关系,但是对于任何一个固定的微波热消融的输入功率,随着消融时间的增加, ΔT 都会稳

3 基于磁化率的温度成像修正算法评估

按照上文中的基于磁化率温度成像的修正算法步骤进行 Matlab 仿真,仿真的参数如下:回波时间 $TE=5\text{ ms}$ 、磁场强度 $B_0=1.5\text{ T}$ 、初始温度 $T_0=37.0^\circ\text{C}$ 、旋磁比 $\gamma=42.65\text{ MHz}$ 以及热相关系数 $\alpha=-0.01\text{ ppm}/^\circ\text{C}$.

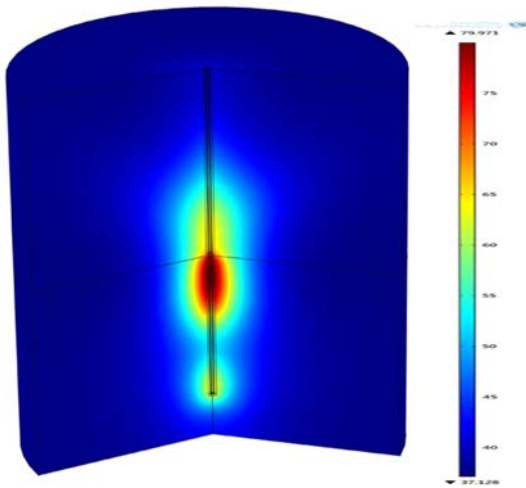
对 Matlab 仿真的结果进行数据分析,得到不同微波热消融输入功率、不同热消融持续时间的 ΔT 值,结果如表 3 所示.

分析表 3 中的数据可以看出,微波热消融时间一定时,微波热消融的输入功率越高, ΔT 的值也大,即基于磁化率修正的温度成像方法的修正误差(此处的修正误差指修正误差的最大值,下同)越大.

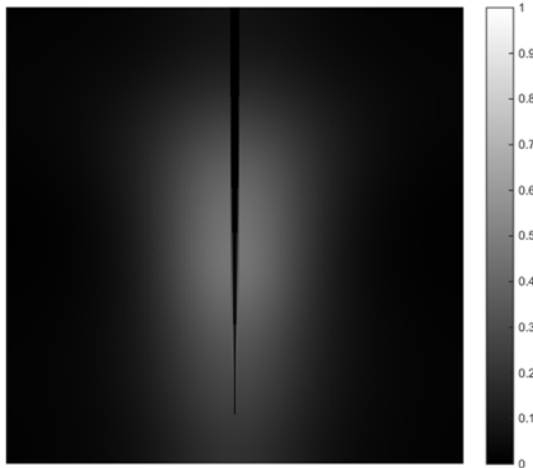
定在一个比较小的值.

对表 3 中的数据进行进一步的分析,分别绘制微波热消融功率为 $P=20\text{ W}$ 、 $P=15\text{ W}$ 时不同热消融时刻温度的修正误差曲线,结果如图 3(c)和图 4 所示.从图 3(c)可以看出,当微波热消融输入功率一定的时,随着热消融时间的增加, ΔT 的值逐渐减小,而且减小的幅度越来越小,最终趋于稳定.这说明随着热消融时间的增加,基于磁化率修正的温度成像方法的修正效果越来越好,在热消融时间为 300 s 时,温度修正误差为 $0.459\text{ }^\circ\text{C}$.当输入功率为 15 W 时, ΔT 的变化规律与输入功率为 20 W 时基本上相同,但是温度误差更小,在热消融时间为 300 s 的时候,温度修正误差仅为 $0.345\text{ }^\circ\text{C}$.

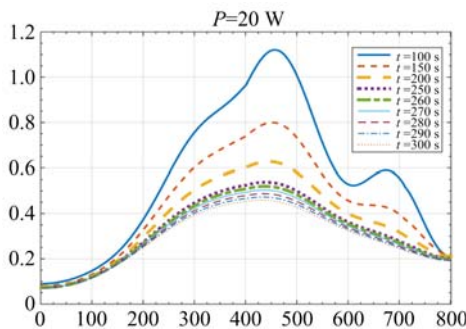
比较图 3(c)和图 4 的温度修正误差曲线可以得出结论:一方面,当微波热消融功率一定时,温度修正误差随着热消融时间的增加而减小;另一当面,当热消融时间一定时,温度修正误差随着热消融输入功率的减小而减小.如果仅从温度修正误差的角度来考虑,那么越小的微波热消融输入功率对应的修正效果越好.考虑到乳腺癌微创介入热消融治疗



(a) 输入功率为 20 W ,热消融时间为 300 s 时的温度分布



(b) 输入功率为 20 W,热消融时间为 300 s 时 ΔT 的分布



(c) 输入功率为 20 W 时,不同热消融时刻 ΔT 值最大的一列像素点(与消融针平行的方向)对应 ΔT 的变化曲线

图 3 输入功率为 20 W 时的热消融时间、ΔT 关系曲线

Fig. 3 The relationship between the distribution of temperature and ΔT while P=20 W, t=300 s

的临床实际情况,当热消融输入功率很小时,由表 2 中的数据可以看出,热消融的温度也就相应地很低,

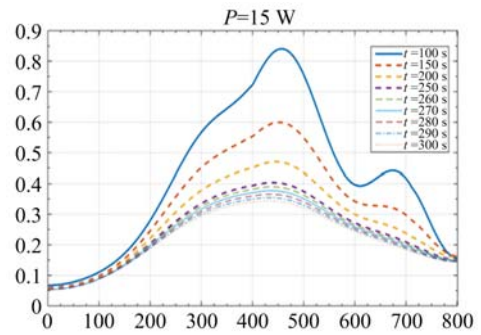


图 4 输入功率为 15 W 时,不同热消融时刻 ΔT 值最大的一列像素点对应 ΔT 的变化曲线

Fig. 4 The changing curve of ΔT at different thermal ablation duration while P=15 W

这样很难杀死癌变细胞. 如果热消融治疗的温度过高,会灼伤正常的组织^[17],因此需要选择一个合适的热消融输入功率和热消融持续时间,在达到手术的目的同时更精确实时地监控热消融手术过程中温度变化.

综上所述,对于乳腺微波热消融治疗来说,选择微波热消融输入功率 15 W,热消融时间不低于 300 s,可以达到手术效果.在上述参数条件下,基于磁化率的温度成像的修正效果明显,修正误差仅为 0.345 °C,能够满足手术要求.

5 结论

本文提出了一种基于磁化率修正的水脂分离温度成像优化算法,将传统的 PRFS 温度成像方法与磁化率修正相结合,减小了微波热消融过程中磁化率变化温度测量的影响,有效地提高了微波热消融过程中测温的准确性.同时将此优化算法应用于不同的肿瘤微波热消融治疗的参数,为临床微创介入治疗提供参考,指导临床操作人员根据本实验的修正结果选择合适的肿瘤微波热疗的输入参数和手术时间,在手术过程中最大程度地提高测温的精度,避免不必要的伤害,从而提高手术的成功率.

参考文献 (References)

[1]牛陵川,王智彪. 乳腺癌的热消融治疗[J]. 上海交通大学学报(医学版), 2010, 30(9): 1168-1171.

[2]Germain D, Chevallier P, Laurent A, et al. MR monitoring of tumour thermal therapy[J]. Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine, 2001, 13(1): 47-59.

[3]高翔,高上凯. 利用磁共振成像实现肿瘤热疗中实时无

- 创测温的方法[J]. 生物医学工程学杂志, 2006, 23(3): 674-677.
- [4] Parker D L, Smith V, Sheldon P, et al. Temperature distribution measurements in two-dimensional NMR imaging[J]. *Medical Physics*, 1983, 10(3): 321-325.
- [5] de Zwart J A, Vimeux F C, Palussiere J, et al. On-line correction and visualization of motion during MRI-controlled hyperthermia [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2001, 45(1): 128-137.
- [6] Sprinkhuizen S M, Konings M K, van der Bom M J, et al. Temperature-induced tissue susceptibility changes lead to significant temperature errors in PRFS-based MR thermometry during thermal interventions [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2010, 64(5): 1360-1372.
- [7] Sprinkhuizen S M, Bakker C J G, Ippel J H, et al. Temperature dependence of the magnetic volume susceptibility of human breast fat tissue: An NMR study[J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2012, 25(1): 33-39.
- [8] Kickhefel A, Weiss C, Roland J, et al. Correction of susceptibility-induced GRE phase shift for accurate PRFS thermometry proximal to cryoablation iceball[J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2012, 25(1): 23-31.
- [9] Ishihara Y, Calderon A, Watanabe H, et al. A precise and fast temperature mapping using water proton chemical shift[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1995, 34(6): 814-823.
- [10] de Poorter J. Noninvasive MRI thermometry with the proton resonance frequency method: Study of susceptibility effects [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1995, 34(3): 359-367.
- [11] Stollberger R, Ascher P W, Huber D, et al. Temperature monitoring of interstitial thermal tissue coagulation using MR phase images [J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 1998, 8(1): 188-196.
- [12] Rieke V, Pauly K B. Echo combination to reduce proton resonance frequency (PRF) thermometry errors from fat[J]. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 2008, 27(3): 673-677.
- [13] Keangin P, Rattanadecho P, Wessapan T. An analysis of heat transfer in liver tissue during microwave ablation using single and double slot antenna[J]. *International Communications in Heat and Mass Transfer*, 2011, 38(6): 757-766.
- [14] Prakash P. Theoretical modeling for hepatic microwave ablation[J]. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 2010, 4(1): 27-38.
- [15] Bernardi O, Cavagnaro M, Pisa, S, et al. Specific absorption rate and temperature elevation in a subject exposed in the far-field of radio-frequency sources operating in the 10-900-MHz range [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50(3): 295-304.
- [16] Shitzer A, Eberhart R C. *Heat Transfer in Medicine and Biology: Analysis and Applications* [M]. New York: Plenum, 1985.
- [17] Diederich C J. Thermal ablation and high-temperature thermal therapy: overview of technology and clinical implementation [J]. *International Journal of Hyperthermia*, 2005, 21(8): 745-753.