

基于红外乳腺检测的体表温度分布

乔庆玲, 卢 玫

上海理工大学能源与动力工程学院, 上海 200093

【摘要】: 为了对影响体表温度分布的因素进行分析, 建立了患有肿瘤的乳房三维数值模型, 模型中用血管树代替了均匀的血液灌注热源项。研究发现血液流动对于乳腺内的组织热状态有着显著影响。由于血管树的存在, 乳房表面温度呈现不规则的分布。随着血液流速增加, 乳房表面温度升高且逐渐趋于稳定, 肿瘤对体表温度分布的影响面积增大, 然而由肿瘤参数变化引起的温差与忽略血管树时相比却有所减小。乳腺体表温度分布与乳腺肿瘤关系的研究为红外热像检测乳腺肿瘤提供了基础依据。

【关键词】 乳腺; 血管树; 皮肤表面; 温度分布; 红外检测; 乳腺肿瘤

【中图分类号】 TK124

【文献标识码】 A

【文章编号】 1005-202X(2015)03-0332-06

Surface temperature distribution based on infrared detection of breast

QIAO Qing-ling, LU Mei

School of Energy and Power Engineering, University of Shanghai for Science & Technology, Shanghai 200093, China

Abstract: To analyze the influential factors of the skin surface temperature distribution by establishing a three-dimensional numerical model of a breast with a tumor. And uniform blood perfusion heat source items were replaced by vascular trees in this model. It was found that the blood flow had great impacts on the thermal states of the tissues in the breast. The distribution of surface temperature of the breast was irregular for the presence of vascular trees. With increased blood flow velocity, breast surface temperature increased and tended to be stable gradually. Although the influence area of the tumor on the surface temperature distribution was increased, the temperature difference caused by the change of tumor parameters was reduced compared with the temperature difference under the absence of vascular trees. The basic relationship between surface temperature distribution and breast tumor provided a physical basis for infrared detection of breast cancer.

Key words: breast; vascular trees; skin surface temperature distribution; infrared detection; breast cancer

前 言

红外热像肿瘤检测具有对人体无害的优点, 是用于乳腺防癌普查的好方法。但是目前只能用肿瘤区域体表温度与正常区域体表温度进行对比的方法进行诊断, 缺乏对红外热像数据与肿瘤代谢产热的关系的研究。近10年来最常见的是以 Pennes 生物传热方程^[1]为基础, 建立简单传热模型, 对各种组织体表温度分布与体内异常内热源之间的关系进行研究。例如周敏华^[2]对均质组织的研究, Ng 等^[3]对乳腺

组织的研究。此外, Wu 和 Liu^[4]分析了组织体表温度分布与体内异常热源参数, 人体物性参数以及周围环境参数之间的定量关系。张辉等^[5]通过对人体组织热像图与肿瘤关系的研究, 提出了改进红外设备冷却的方式。而王春燕等^[6]不仅仿真分析了体内热源参数对体表温度分布的影响; 并将研制的温度可调的恒温热源埋于分层生物组织内, 以红外热像仪摄取各层生物组织的温度, 对仿真结果进行了实验验证。上述研究都是将血液灌注率看做均匀内热源或直接忽略血液灌注率的影响。然而, 血管的分布、血液的流速等都会显著地影响到体表温度的分布情况, 研究血管对人体传热的影响, 建立合理的生物传热模型已成为必不可少的问题。Draper 等^[7]的研究显示由于浅静脉血液流动的作用, 尺寸较小的恶性肿

【收稿日期】 2015-03-25

【基金项目】 国家自然科学基金(51176126)

【作者简介】 乔庆玲(1987-), 女, 硕士, 研究方向: 多宗量寻源热传导反演、生物传热数值模拟, Tel: 18818251831, E-mail: qinlingqiao86@126.com。

瘤能够对体表温度分布产生较大范围的影响。Chen^[8]也曾研究了组织中血管分布对传热的影响,对大血管与组织的换热进行单独计算。Chato^[9]则对单根血管以及两根血流方向相反的并行血管等的传热进行了研究。张燕^[10]对含有单根血管的二维生物组织传热问题进行数值求解,改进了 Pennes 方程中的血液灌注项,使其表示血管与组织的局部换热量。Weinbaum^[11]和 Jiji^[12]则考虑了血液的逆流性,将血管和组织、动脉和静脉以及皮肤之间的换热纳入了模型。而 Liang 等^[13]对于在 Weinbaum 和 Jiji 研究的范围之外的血管进行了分析。

本文基于乳房的解剖结构,建立了带有血管的乳房模型,利用 ANSYS 有限元分析软件模拟分析了血液流动对肿瘤检测的影响,并且分析了乳腺肿瘤参数与体表温度分布的关系。

1 物理问题和数学模型

女性乳房三维模型如图 1 所示,作平面 α 过模型的对称轴与模型交于曲线 A,下面主要讨论的即为曲线 A 或曲线 A 上距离肿瘤最近的点的温度分布。模型半径为 75 mm,在底面处为定壁温,温度为 310 K。

模型中血管直径大于等于 1.2 mm,血管模型假

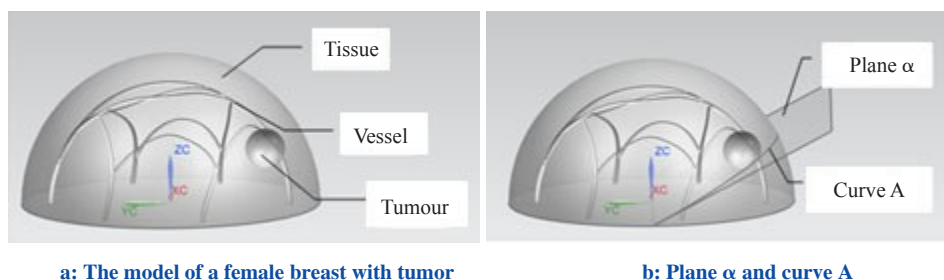


图 1 女性肿瘤患者乳房三维模型示意图

Fig.1 The schematic diagram of a female breast with tumor

设如下:(1)血液为层流,忽略其脉动影响;(2)忽略血管壁处血浆层的影响;(3)血液流动壁面处边界无滑移;(4)忽略血管的膨胀性。因为肿瘤较小,其内部传热仍然用稳态时的 Pennes 生物传热方程描述:

$$0 = \nabla(\lambda \nabla T) + \rho_b \omega_b c_b (T_b - T) + Q_{mb} \quad (1)$$

其中 λ 为组织导热系数, T 为组织温度, ρ_b 、 ω_b 、 c_b 、 T_b 分别为血液的密度、灌注率、比热容以及温度, Q_m 为新陈代谢产热率。肿瘤区域初始参数值如表 1 所示。

对于肿瘤周围区域的乳房组织,其生物传热方程如下:

$$\rho c_p (\nabla(V \cdot (\nabla T))) = \nabla(\lambda \nabla T) + Q_{ma} \quad (2)$$

其中 ρ 为组织密度, c_p 为组织比热容, V 为血液平行于血管方向的流速。肿瘤周围的乳房组织初始参数值如表 2 所示, T_m 为模型底面处血液入口温度, μ 为血液动力粘度。

组织在半球形的表面边界与环境发生自然对

表 1 肿瘤区域初始参数值

Tab.1 Default parameter values of tumor

Parameters	λ (W/m·K)	ρ_b (kg/m ³)	ω_b (ml/s·ml)	c_b (J/kg·K)	T_b (K)	Q_{mb} (W/m ³)
Value	0.42	920	0.009	3000	310	29000

表 2 肿瘤周围区域初始参数值

Tab.2 Default parameter values of the tissue around tumor

Parameters	λ (W/m·K)	ρ (kg/m ³)	c_p (J/kg·K)	R (cm)	D (cm)	T_m (K)	μ (kg/m·s)	Q_{ma} (W/m ³)
Value	0.42	1000	3000	1	2	310	0.003162	450

流, 环境温度为 T_f , 表面对流换热系数为 h ($\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$), 其换热方程如下:

$$-\lambda \nabla T = h(T - T_f) \quad (3)$$

其中 h 取 $13.5 \text{ W}/(\text{m} \cdot \text{K})$, 周围环境温度 T_f 为 299 K 。

2 模拟结果与分析

血液流速 $V=0.125 \text{ m/s}$ 时的乳房表面等温线图如图 2 所示, 乳房内肿瘤的大小和深度为初始参数值。乳房靠近胸腔的地方温度较高, 而乳头部位的大血管较少, 温度较低。由于非均匀的血管树的存在, 乳房表面温度并不能呈现规律性的变化, 这为红外热像检测肿瘤带来一定的干扰。因此检测肿瘤需要通过摄取左右两侧乳房的热像图, 并加以对比, 以获取更准确的诊断结果。由图 3a 可知, 随着血液流速增加, 肿瘤区域对体表温度分布的影响范围增大, 位于肿瘤正上方的体表温度与周围区域温度的差值却有所减少。图 3b 显示了曲线 A 上距离肿瘤最近的点的温度随血管流速增长时的变化图, 其温度分布曲线由陡峭逐渐趋于平缓, 温度在迅速增加后逐渐趋于稳定。模拟过程中流速 V 的范围为 $0 \text{ m/s} \sim 0.125 \text{ m/s}$, 其余参数为初始参数值。这说明血液流速的增加有助于人体体内产生的热量带到体表, 减少人体各部位之间的温差。当血液流速增加到一定值时, 体表温度趋于稳定。下面具体分析血液流速的变化对各参数的影响。

2.1 肿瘤深度 D 不同时的体表温度分布

肿瘤深度 D 的范围设为 $1.5 \text{ cm} \sim 3.5 \text{ cm}$, 其余设置为初始参数值。如图 4 所示, 当血液流速 $V=0$ (即忽略血管作用) 时, 体表温度 T 增加了 2.264 K ; 当血液流速 $V=0.125 \text{ m/s}$ 时, 体表温度 T 增加了 1.463 K ,

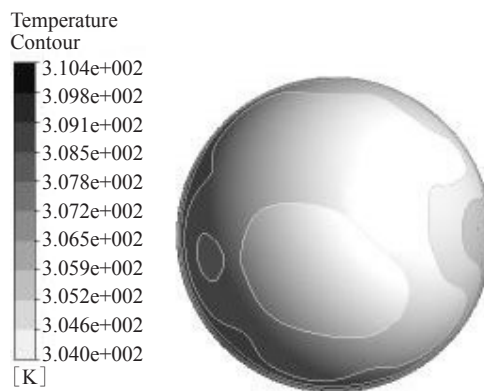


图 2 乳房表面温度分布图

Fig.2 The profile of the surface temperature of breast

其温差与忽略血管作用时相比减少了 0.801 K , 即 35.3% 。

2.2 肿瘤半径 R 不同时的体表温度分布

肿瘤半径 R 的范围设为 $0 \text{ cm} \sim 1.1 \text{ cm}$, 其余设置为初始参数值。如图 5 所示, 当血液流速 $V=0$ 时, 体表温度 T 增加了 1.869 K ; 当血液流速 $V=0.125 \text{ m/s}$ 时, 体表温度 T 增加了 0.949 K , 其温差与忽略血管作用时相比减少了 0.92 K , 即 49.2% 。

2.3 肿瘤区域血液灌注率不同时的体表温度分布

肿瘤区域血液灌注率 ω_b 的范围设为 $0.001 \text{ mL}/(\text{s} \cdot \text{mL}) \sim 0.009 \text{ mL}/(\text{s} \cdot \text{mL})$, 其余设置为初始参数值。如图 6 所示, 当血液流速 $V=0$ 时, 体表温度 T 增加了 0.461 K ; 当血液流速 $V=0.125 \text{ m/s}$ 时, 体表温度 T 增加了 0.055 K , 其温差与忽略血管作用时相比减少了 0.406 K , 即 88.1% 。

2.4 肿瘤区域代谢产热率不同时的体表温度分布

肿瘤区域代谢产热率 Q_{mb} 的范围设为 $29\,000 \text{ W}/\text{m}^3 \sim 41\,000 \text{ W}/\text{m}^3$, 其余设置为初始参数值。如图 7 所

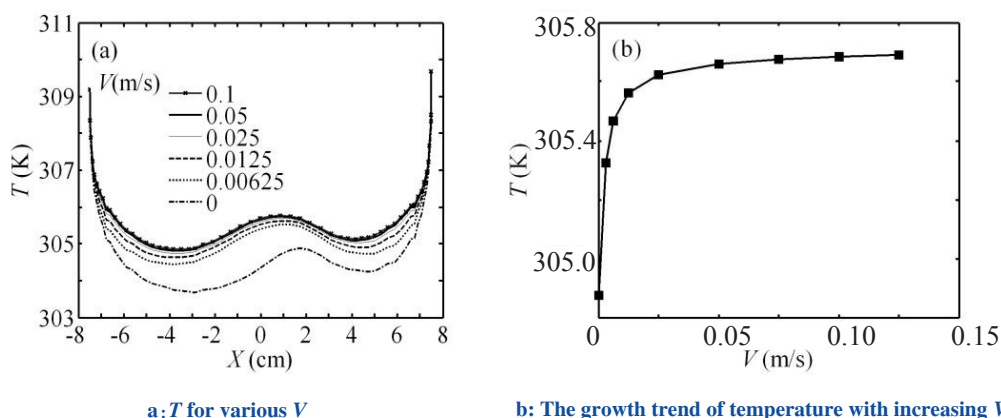


图 3 不同血液流速时的乳房表面温度分布

Fig.3 The profile of the surface temperature of breast at different V

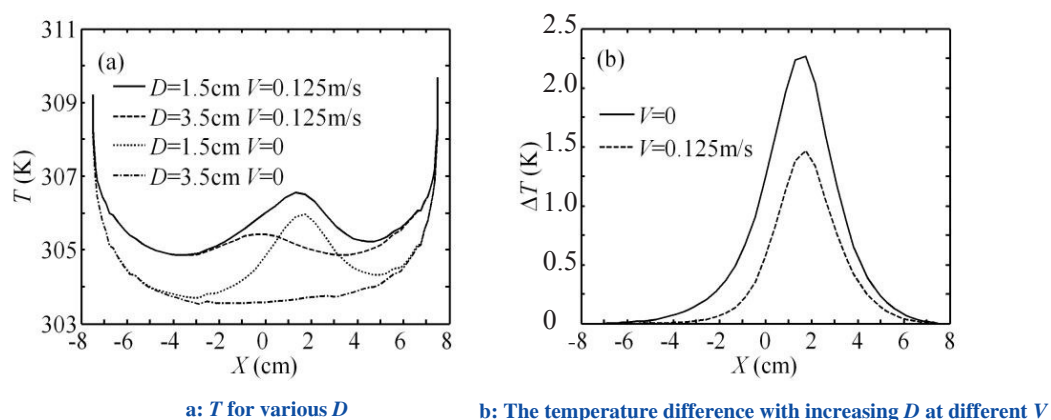
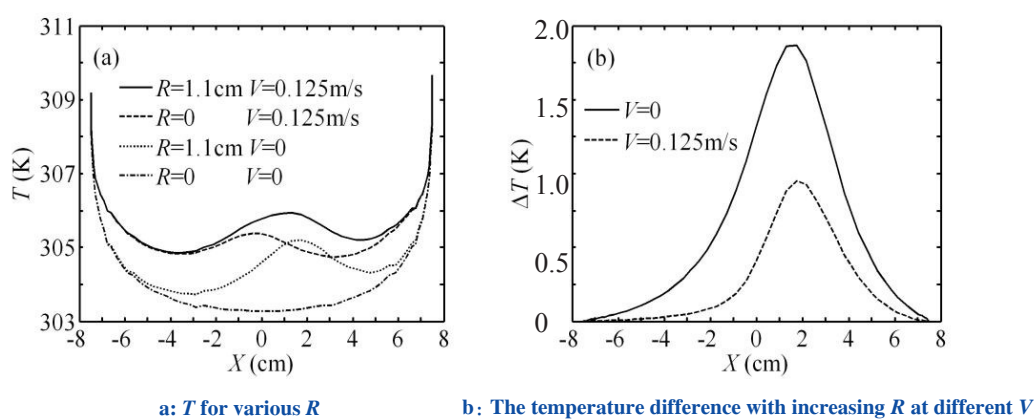
图4 肿瘤深度 D 不同时的乳房表面温度分布Fig.4 The profile of the surface temperature of breast at different D 

图5 肿瘤半径不同时的乳房表面温度分布

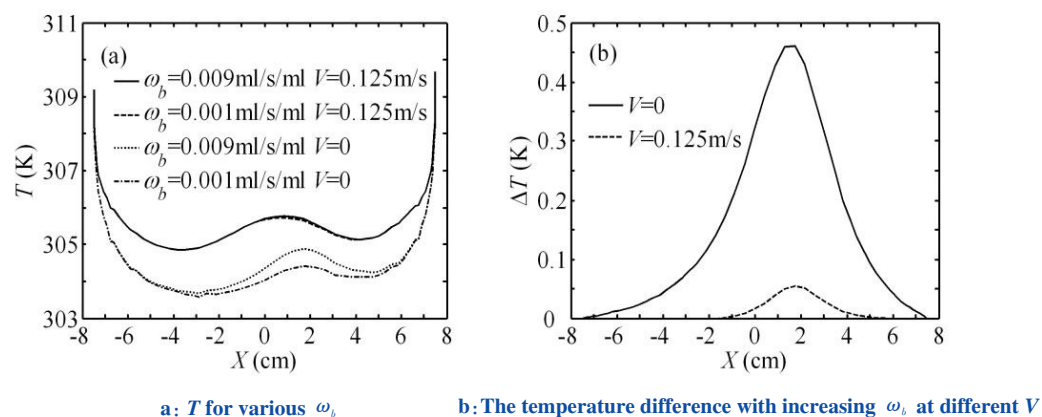
Fig.5 The profile of the surface temperature of breast at different R 

图6 肿瘤区域血液灌注率不同时的乳房表面温度分布

Fig.6 The profile of the surface temperature of breast at different ω_b

示,当血液流速 $V=0$ 时,体表温度 T 增加了 0.134 K ; 当血液流速 $V=0.125\text{ m/s}$ 时,体表温度 T 增加了 0.11 K ,其温差与忽略血管作用时相比减少了 0.024 K ,即 17.9% 。

由以上分析可知,当肿瘤周围组织血液流速增加时,其对由于肿瘤区域血液灌注率 ω_b 增加引起的表面温度分布变化的削弱作用最大,其次为肿瘤半径 R 、肿瘤深度 D ,对肿瘤区域代谢产热率 Q_{mb} 变化引

起的表面温度分布变化的削弱作用最小。总之血液流速的增加减弱了由于肿瘤引起的体表温度变化,病人在进行红外乳腺检测时要保持安静,尽量避免在运动之后直接进行检测。在血液流速 $V=0.125\text{ m/s}$, 其余参数为初始值时,由 D 、 R 、 ω_b 、 Q_{mb} 增加引起的乳房表面温度变化的趋势分别如图 8(a~d) 所示。肿瘤

越接近体表,乳房表面温度增长率越大;同样地肿瘤半径越大,乳房表面温度增长率越大;乳房表面温度随肿瘤区域血液灌注率、代谢产热率增加呈线性增长,其与 Wu 等^[4]将血液灌注项作为均匀分布于组织中的热源项所得出的体表温度变化趋势相一致。

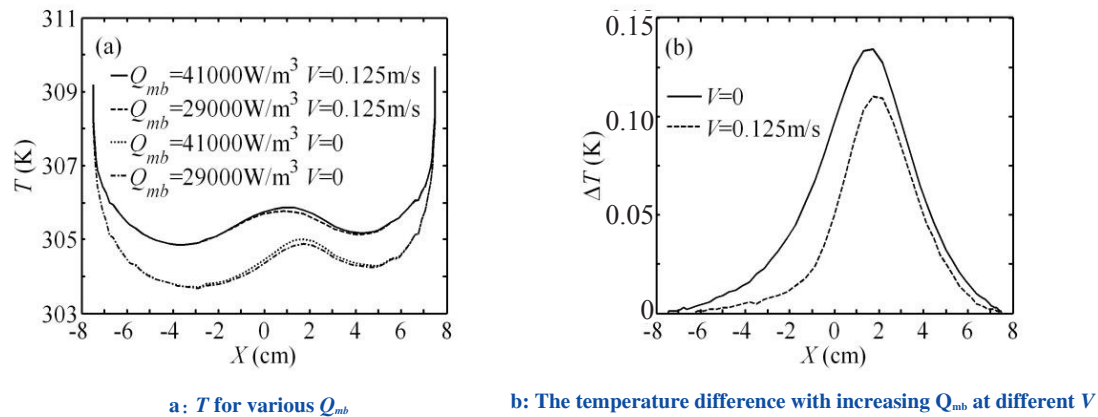


图 7 肿瘤区域血液灌注率不同时的乳房表面温度分布

Fig.7 The profile of the surface temperature of breast at different Q_{mb}

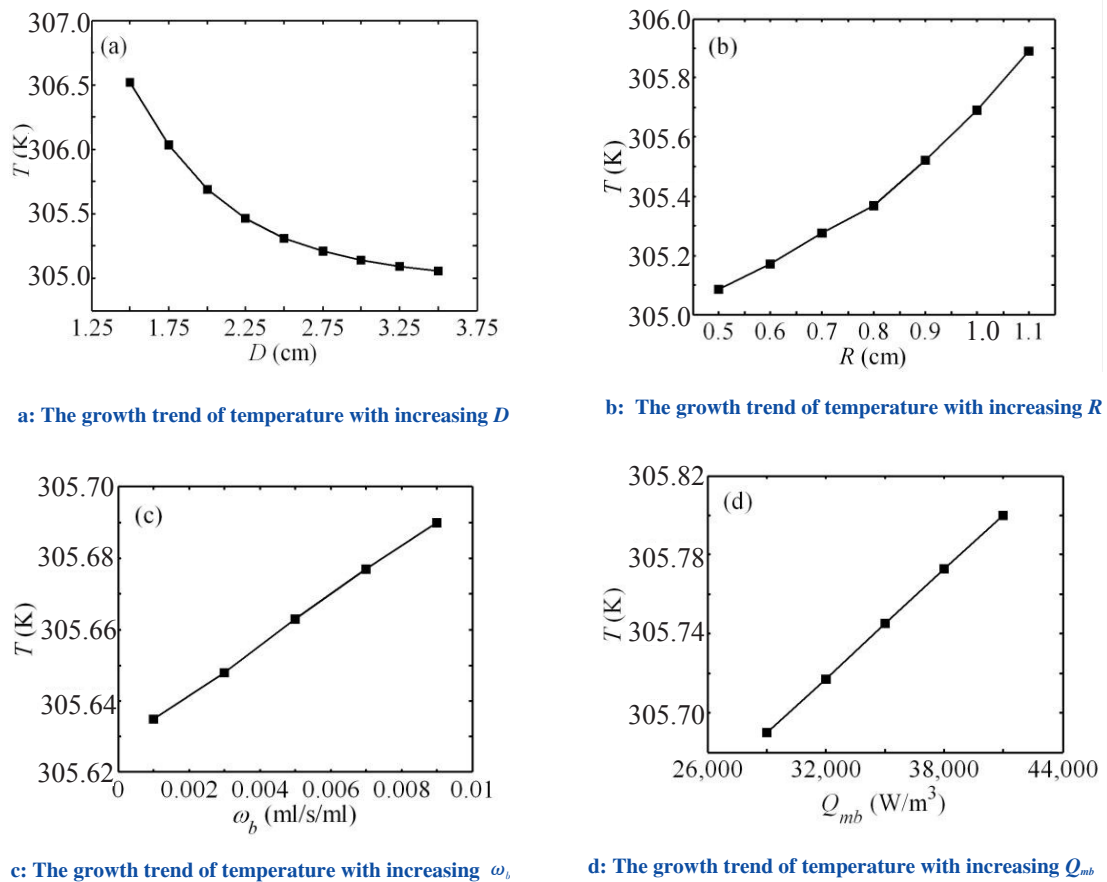


图 8 肿瘤区域各参数变化时的乳房表面温度分布

Fig.8 The profile of the surface temperature of breast at different parameter values

3 结论

本文建立了三维乳房模型,模型中以血管树代替了均匀的血液灌注热源。模拟计算结果表明,由于血管树的存在,乳房表面温度分布并不能呈现规律性的变化。在血液流速 V 由 0 增加到 0.1 m/s 时,乳房表面温度先是迅速增加而后逐渐趋于稳定。当肿瘤周围组织血液流速增加时,其对由于肿瘤区域血液灌注率 ω_b 增加引起的表面温度分布变化的削弱作用最大,其次为肿瘤半径 R 、肿瘤深度 D ,对肿瘤区域代谢产热率 Q_{mb} 变化引起的表面温度分布变化的削弱作用最小。在本模型的基础上模拟计算出的体表温度随肿瘤各参数值变化的趋势与 Wu 等^[4]基于 Pennes 方程建立的模型模拟计算出的体表温度随肿瘤各参数值变化的趋势相一致。本文所建模型更接近真实女性乳房,基于模型所做的模拟分析为乳腺肿瘤红外检测中的多宗量寻源热传导反演提供了依据。

【参考文献】

- [1] Pennes HH. Analysis of tissue and arterial temperature in the resting human forearm[J]. J Appl Physiol, 1948, 12: 93-122.
- [2] 周敏华, 陈 钱. 内热源影响下的均质组织表面温度分布研究[J]. 现代生物医学进展, 2006, 6(9): 18-20.
Zhou MH, Chen Q. Study on the surface temperature distribution of the isotropy tissue affected by the inner heat source[J]. Progress of Modern Biomedicine, 2006, 6(9): 18-20.
- [3] Ng EY, Sudharsan NM. An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour [J]. Proc Inst Mech Eng, 2006, 215: 25-37.
- [4] Wu Z, Liu HH, Lebanowski L, et al. A basic step toward understanding skin surface temperature distributions caused by internal heat sources[J]. Phys Med Biol, 2007, 52: 5379-5392.
- [5] 张 辉, 刘 静, 邓中山, 等. 用于肿瘤早期诊断的深度制冷型远红外热成像技术[J]. 中国医疗器械杂志, 2009, 33(2): 103-106.
Zhang H, Liu J, Deng ZS, et al. Deeply cooled far-infrared thermal imaging strategy for early tumor diagnostics[J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2009, 33(2): 103-106.
- [6] 王春燕, 孙 兵, 陈 蕾, 等. 体内异常内热源参数与体表温度关系的热像研究[J]. 激光与红外, 2012, 42(1): 31-35.
Wang CY, Sun B, Chen L, et al. Thermal imaging research on relationship between the parameters of the inner abnormal heat source and surface temperature distribution[J]. Laser and Infrared, 2012, 42(1): 31-35.
- [7] Draper JW, Boag JW. Skin temperature distribution over veins and tumors[J]. Phys Med Biol, 1971, 16: 645-654.
- [8] Chen MM, Holmes KR. Microvascular contributions in tissue heat transfer[J]. Ann NY Acad Sci, 1980, 335: 137-150.
- [9] Chato JC. Heat transfer to blood vessels [J]. J Biomech Eng- T ASME, 1981, 102: 110-118.
- [10] 张 燕, 乐 凯, 张欣欣. 基于模拟血管树以及改进 Pennes 方程的生物传热模型[J]. 热科学与技术, 2006, 5(4): 306-312.
Zhang Y, Yue K, Zhang XX. Bioheat transfer model based on simulated vascular tree and modified Pennes' bioheat equation[J]. Thermal Science and Technology, 2006, 5(4): 306-312.
- [11] Weinbaum S, Jiji LM, Lemons DE. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer: part I. Anatomical foundation and model conceptualization[J]. J Biomech Eng, 1984, 106: 321-30.
- [12] Jiji LM, Weinbaum S, Lemons DE. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer: part II. Model formulation and solution[J]. J Biomech Eng, 1984, 106: 331-341.
- [13] Liang Z, Lisa X, He QH, et al. A new fundamental bioheat equation for muscle tissue- part II: temperature of SAV vessels[J]. J Biomech Eng, 2002, 124: 121-132.