

文章编号: 1672-8785(2021)07-0043-07

基于红外热成像仪的乳腺癌 检查应用效果研究

陈玉英

(云南省老年病医院, 云南 昆明 650011)

摘 要: 乳腺癌是全球女性发病率和死亡率最高的癌症。采用红外热成像技术能发现早期乳腺癌, 并降低死亡率。借鉴了国内外的相关研究成果, 采用冷环境及热电激发双重诱导下的红外热成像方法来解决小尺寸癌变组织和乳腺深部癌变组织的红外热成像应用效果差的问题。红外热成像的对比度显著增加了, 且通电模式下的温度对比度提高了 26.5%。研究表明, 热对比度主要受癌变组织大小、深度和温度的影响, 同时还受环境温度和换热系数的影响。通过同时控制环境和热源温度的措施提高了热对比度, 预期乳腺癌的早期筛查效果可提高 50% 以上。

关键词: 乳腺癌; 红外热成像; 表面温度; 双重诱导; 早期筛查

中图分类号: R445.7; R737.9 **文献标志码:** A

DOI: 10.3969/j.issn.1672-8785.2021.07.006

Research on the Application Effect of Breast Cancer Examination Based on Infrared Thermal Imager

CHEN Yu-ying

(The Geriatrics Hospital of Yunnan Province, Kunming 650011, China)

Abstract: Breast cancer is the cancer with the highest morbidity and mortality among women worldwide. Using infrared thermal imaging can detect early breast cancer and reduce the death rate. The research results at home and abroad are used for reference, and the infrared thermal imaging method under the dual induction of cold environment and thermoelectric excitation is adopted to solve the problem of poor application effect of infrared thermal imaging of small size and deep breast cancerous tissue in the paper. The contrast of infrared thermal imaging is significantly increased, and the temperature contrast in the power-on mode is increased by 26.5%. The results show that the thermal contrast is mainly affected by the size, depth and temperature of the cancerous tissue, as well as the ambient temperature and heat transfer coefficient. In this paper, the thermal contrast ratio is improved by controlling the ambient and the heat source temperature at the same time, and the effect of early detection for breast cancer is expected to be increased by more than 50%.

收稿日期: 2020-11-30

作者简介: 陈玉英(1988-), 女, 云南昆明人, 主管护师, 主要研究方向为老年护理。

E-mail: sadjgk@163.com

Key words: breast cancer; infrared thermal imaging; surface temperature; double induction; early detection

0 引言

乳腺癌属于妇女常见的癌症，其发病率和死亡率位居女性癌症的首位，且发病率呈现年轻化的态势^[1-4]。自从 1956 年 Lawson 首次采用红外热成像技术检查乳腺癌以来，该技术已广泛用于乳腺癌的早期筛查、良恶性判断以及辅助诊断^[5-7]。

目前红外热成像技术的灵敏度已经发展到 25 mK 的水平，并成为乳腺癌的一个标准筛查手段。但是对于小尺寸癌变组织、乳腺深部位置癌变组织以及年轻化态势下的致密性乳腺，红外热成像检查由于存在严重的精度问题而无法实现早期发现，导致错失乳腺癌的最佳治疗时间。

在检查乳腺癌时有多种提高红外热成像灵敏度的方法，包括提高红外热成像仪的灵敏度、降低背景辐射以及增加辐射源(乳腺表面)的温差等。提高灵敏度的核心是增加癌变与正常乳腺组织的温度差异，从而提高乳腺表面的温度差异。

本文简述了医学红外成像原理，并建立了乳腺组织的生物传热学模型；然后采用简化的组织结构模型分析了癌变组织的大小、深度以及环境对乳腺表面温度的影响，为改进用红外热成像仪检查乳腺癌的效果奠定了基础；接着分析了利用通电方式提高温度对比度的效果；最后，结合国内外的研究成果，提出了同时将冷环境诱导和电热激活作为增加热源温度措施的方法，最大程度地提升了红外热成像的对比度，为小尺寸癌变组织和乳腺深部位置癌变组织的早期发现提供了检测手段。

1 理论与方法

1.1 医学红外热成像理论

一般采用图 1 所示的控制环境来开展医学红外检测，从而获得典型的乳腺热图^[8]。控制

环境如下：温度为 22~25℃(一般为 23℃)，湿度为 50%~70%；空调冷热风不能直吹受检者。

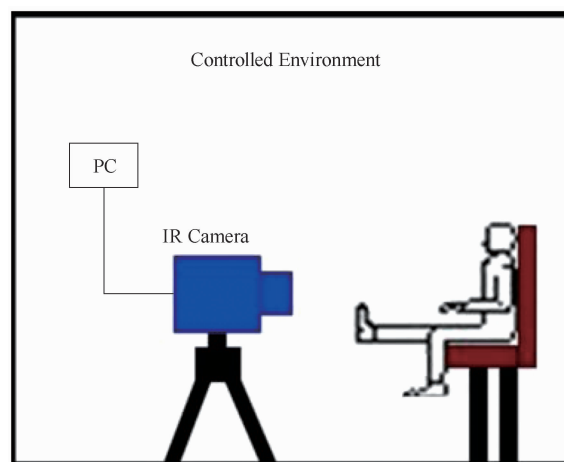


图 1 典型医学红外热成像装置

一般说来，癌变女性乳腺的温度比正常组织高 3℃左右。异常的高温是乳腺癌的重要标志^[8]。医学红外检测的过程可表示成图 2 所示的流程。人体辐射、环境反射以及大气辐射等三类辐射进入红外热像仪。乳腺组织在 2~14 μm 波段的发射率为 0.98±0.01，且没有种族差别。乳腺组织的辐射能可以用斯蒂芬-玻尔兹曼方程表示：

$$W_{obj} = \sigma T_{obj}^4 \quad (1)$$

式中， T_{obj} 为人体乳腺的表面温度，单位为 K； W_{obj} 为辐射能，单位为 W/m²； σ 为常数， $\sigma = 5.67 \times 10^{-8} \text{ W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$ 。

红外探测器收集到的辐射能可表示为各类辐射之和：

$$W_T = \epsilon \tau W_{obj} + (1 - \epsilon) \tau W_{refl} + (1 - \tau) W_{atm} \quad (2)$$

式中， ϵ 为人体乳腺的发射率； τ 为大气透过率； W_{refl} 为周围环境辐射能； W_{atm} 为大气辐射能。

乳腺组织发射的辐射能为红外探测器接收到的能量减去背景辐射：

$$W_{obj} = \frac{1}{\epsilon \tau} W_T - \frac{1 - \epsilon}{\epsilon} W_{refl} - \frac{1 - \tau}{\epsilon \tau} W_{atm} \quad (3)$$

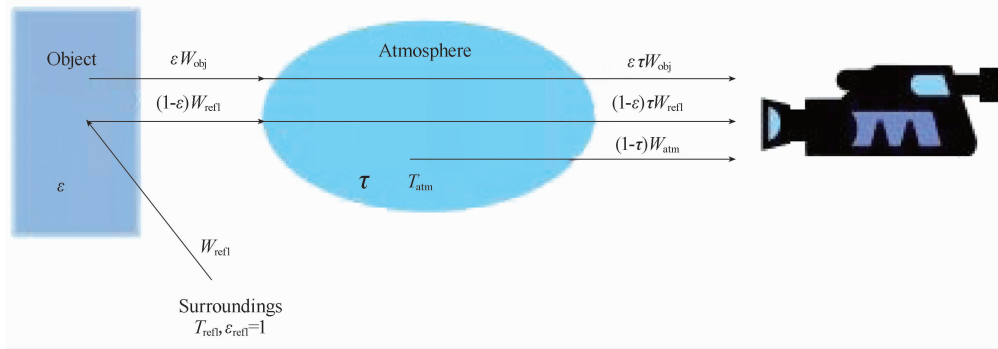


图 2 红外成像检测过程

1.2 乳腺传热模型

采用生物传热模型来描述乳腺组织, 并分析癌变组织的大小、深度对乳腺表面热像图的影响。

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = Q_b + Q_{met} + Q_{ext} \quad (4)$$

式中, ρ 是组织的密度, 单位为 kg/m^3 ; C 是比热容, 单位为 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$; T 是绝对温度, 单位为 K ; k 是热导率, 单位为 $\text{W}/(\text{m} \cdot \text{K})$; Q_b 是血液灌注热源, 单位为 W/m^3 ; Q_{met} 是新陈代谢产热, 单位为 W/m^3 ; Q_{ext} 是外部热源, 单位为 W/m^3 。

血液灌注热源项受血液密度、灌注率及温度的综合影响:

$$Q_b = \rho_b C_b W_b (T_b - T) \quad (5)$$

式中, ρ_b 是血液密度, 单位为 kg/m^3 ; C_b 是血液比热容, 单位为 $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$; W_b 是血液灌注率, 单位为 L/s ; T_b 是血液温度, 近似为人体中心温度, 单位为 K ; T 为乳腺组织的温度, 单位为 K 。

1.3 数值计算方法

充分借鉴国内外的研究成果来分析癌变组织大小、深度及环境对乳腺表面温度的影响。设置边界条件时充分考虑了乳腺表面的辐射、对流传热以及蒸发影响。

$$-k \nabla T = Q_{eff} + Q_{conv} + Q_{rad} = Q_{eff} + hA_s(T_s - T_\infty) + \epsilon \sigma A_s(T_s^4 - T_\infty^4) \quad (6)$$

$$Q_{eff} = 0.782 \left[T_\infty - \left(286.31 + \frac{P_a}{0.256} \right) \right] \quad (7)$$

式中, P_a 是周围空气的水蒸气气压(kPa)。

研究癌变组织对表面温度的影响所采用的

计算模型是一个底面圆直径为 15 cm、高度为 20 cm 的圆柱体(见图 3), 包括皮肤层和脂肪层。基于半径为 0.5 cm 的圆形癌变组织计算了不同深度热源(315 K)对表面温度的影响^[9]。

通电激活下癌变组织对表面温度影响的计算模型是一个边长为 10 cm 的正方形(见图 4), 包括一对 20 cm² 的电极。计算了长度和宽度均为 1 cm 的癌变组织对表面温度的影响。

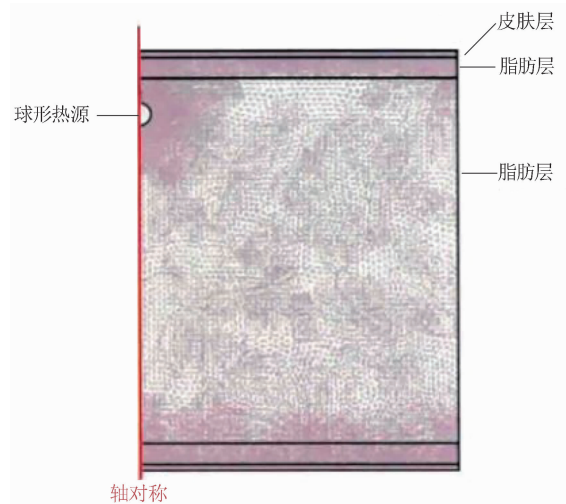


图 3 癌变组织对体表温度影响的计算模型

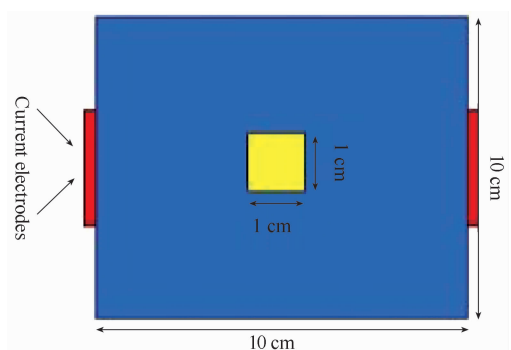


图 4 通电激活下对体表温度影响的计算模型

2 结果

2.1 癌变组织对表面温度的影响

癌变组织的半径 R 、深度 D 以及热源温度 T_0 影响热对比度。当半径 R 增大、深度 D 减小或热源温度 T_0 增大时，热对比度增大；而温度分布的变化 W 只受深度 D 的影响（见图 5~图 7）。在实际的医学应用中，癌变组织的半径 R 和深度 D 不可调整，只能通过改变热源温度 T_0 来提高热对比度。热源温度越高，乳腺表面温度分布的热对比度越大。

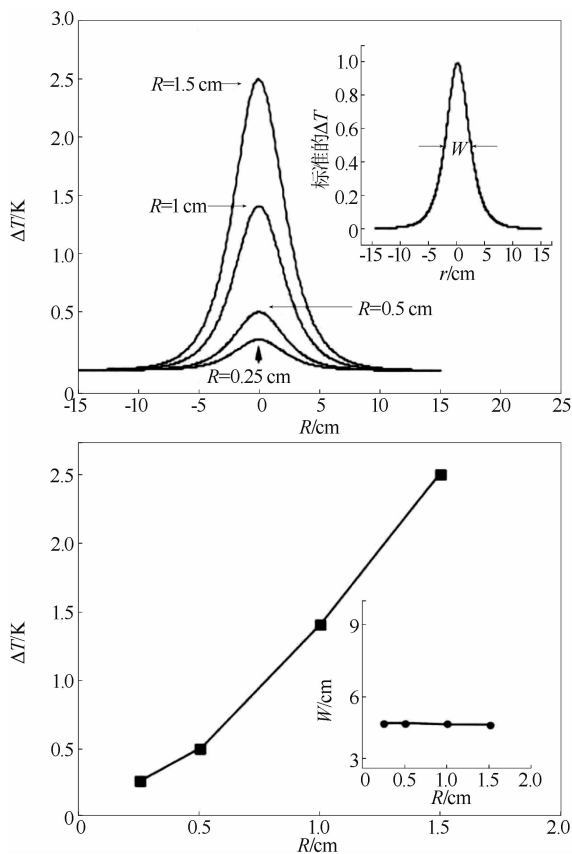


图 5 表面温度分布随热源大小的变化

温度对比度受环境温度和换热系数的影响最大。通过控制环境变量来提高热对比度具有临床应用价值(见图 8 和图 9)。在实际医学应用中，通常采用典型的控制环境条件。但是为了提高乳腺癌的早期筛查效果，通过调整环境温度、增加对流换热和蒸发换热等途径来提高热对比度。

2.2 通电激活对表面温度差异的影响

在无通电模式下，温度分布由新陈代谢和

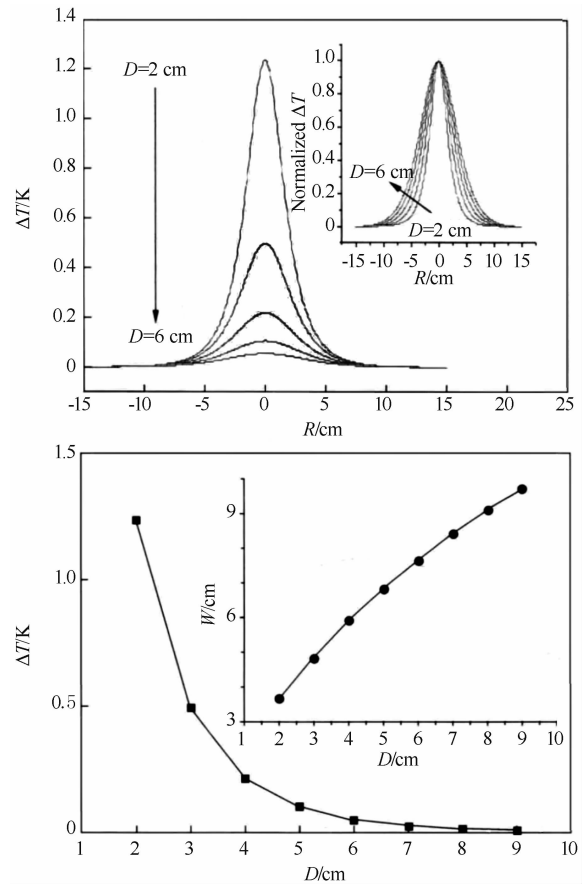


图 6 表面温度分布随热源深度的变化

血液灌注确定；在通电模式下，增加了影响温度分布的电流加热项。用癌变组织的最大温度 T_{max} 减去正常组织的平均温度 T_b 的差值来表示温度对比度 ΔT ：

$$\Delta T = T_{max} - T_b \quad (8)$$

在无通电模式下的温度分布如图 10 所示。癌变部位位于组织的中心位置，温度对比度为 0.441 K。

通电模式下的温度分布如图 11 所示。癌变部位位于组织的中心位置，同一位置的温度对比度达到 0.558 K(温度增加了 0.179 K)。与无通电模式相比，其温度对比度提高了 26.5%。

3 讨论

3.1 提高乳腺组织体表温度对比度的方法

国内的研究人员采用水或酒精蒸发法来强化人体表面散热。结果表明，蒸发增大了热像图的温度差异，有效提高了红外热成像检查的

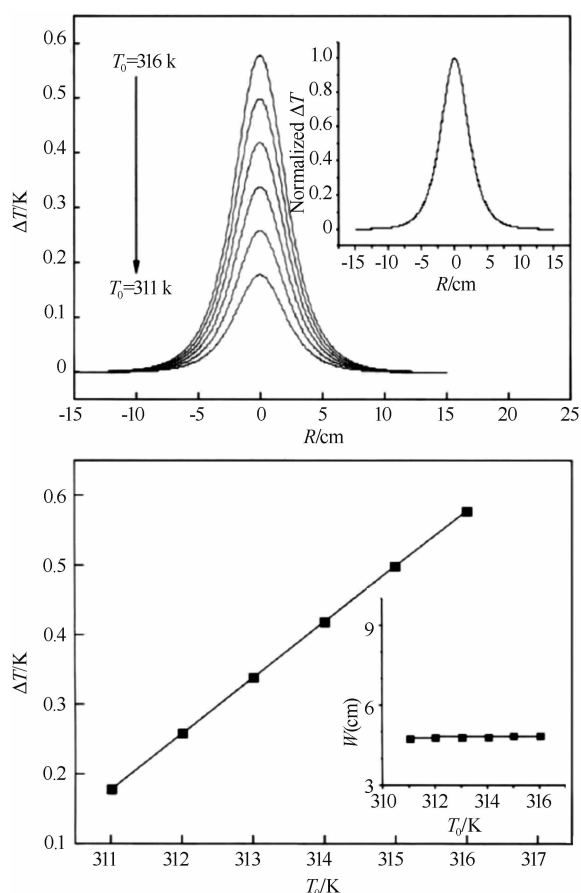


图 7 表面温度分布随热源温度的变化

灵敏度。但是, 由于受检者排斥针对乳腺癌的检查, 采用水或酒精的临床应用受到限制。此外, 由于无法从根本上增大异常组织与正常组织之间的温度差异, 热像图的提升效果有限。

对于提高红外热像仪的噪声等效温差 (Noise-Equivalent Temperature Difference, NETD) 而言, 制冷型红外探测器的成像效果明显优于非制冷型红外探测器。随着制冷型红外探测器组件成本的降低, 在开支允许的条件下建议推广使用制冷型长波红外焦平面探测器, 从而提高红外热成像仪在医学中的应用效果^[12]。

在降低环境温度时, 人体组织能够自发地调节温度以适应新的环境。这属于人体的自动调节过程。自适应调节后, 正常人体组织温度降低^[15]。冷环境激发下人体的自适应过程降低了正常乳腺组织的温度, 即降低了背景温度, 并提高了热对比度。此外, 冷环境激发法可操作性强, 具备临床推广价值。

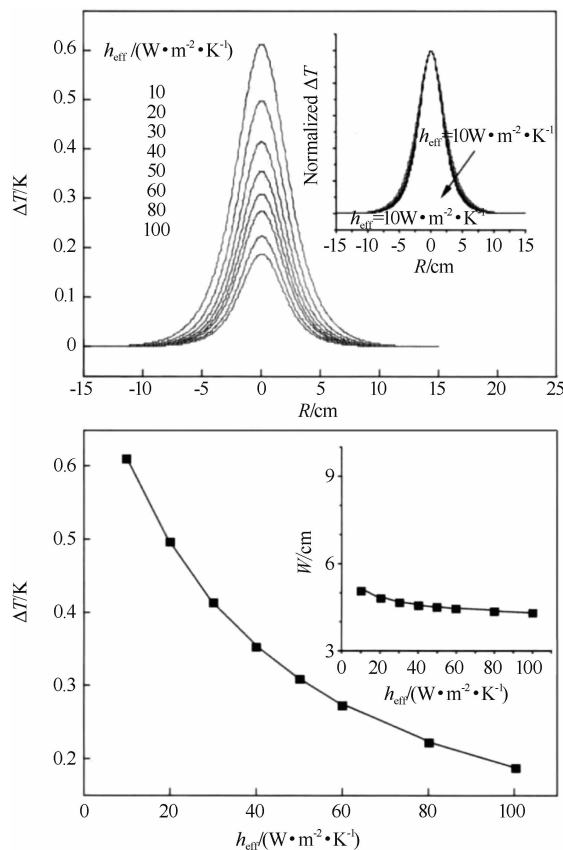


图 8 表面温度分布随换热系数的变化

增加热源温度能够显著提升热对比度。借助电热激发可以明显提升癌变组织的温度, 从而改进热对比度。因此, 同时采用电热激活和冷环境诱导法, 一方面提高了癌变组织的温度, 另一方面降低了正常组织的温度, 从而最大限度地提高了红外热成像检查乳腺癌的热对比度(预期改进效果达 50% 以上)。

3.2 临床实际应用

采用一对嵌套在双指上的电极, 并通入人体允许的安全电流来加热, 显著增强了乳腺表面的热对比度。对乳腺通电能提高乳腺癌的早期筛选效果, 主要是因为癌变组织的电导率是正常组织的 5~10 倍。这导致癌变组织温度的增幅比正常组织大, 从而增强了热对比度。

尽管增大激发电流可以增强热对比度, 但是在临床应用中必须将其保持在安全电流以下, 因此电流密度的增加受到限制。此外, 增大激发电流的工作频率同样可以增强热对比度。

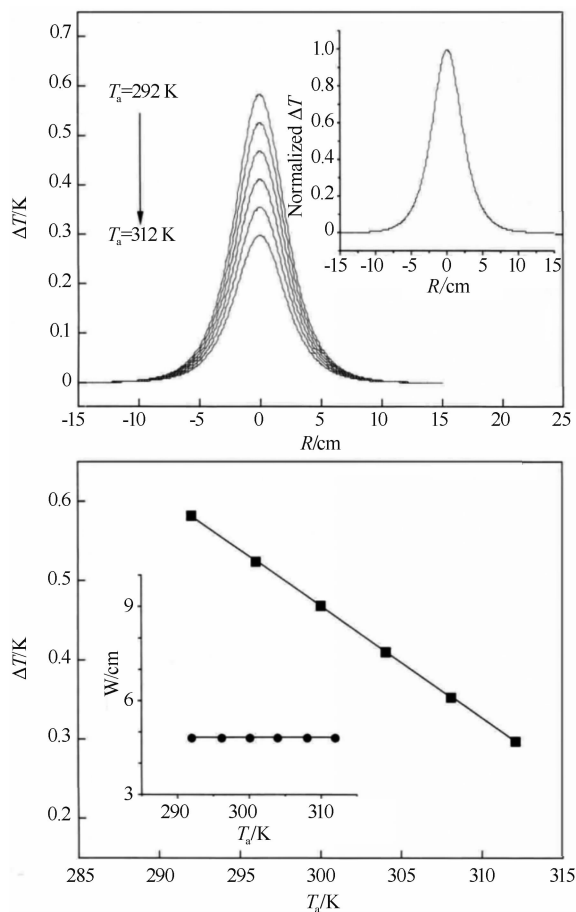


图9 表面温度分布随环境温度的变化

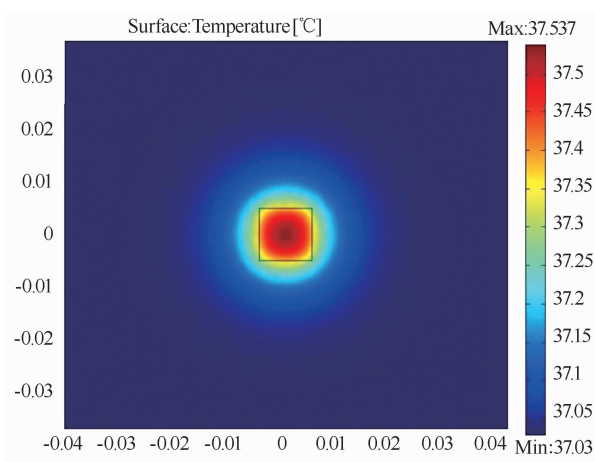


图10 无通电模式下的温度分布

本文采用的分析模型简单, 提供了提高红外热成像检查乳腺癌效果的有效途径和改进方法。在后续工作中, 将充分考虑人体组织的解剖学结构, 并充分借鉴较为精细的乳腺分析模型^[10-11], 以提高分析的准确度。

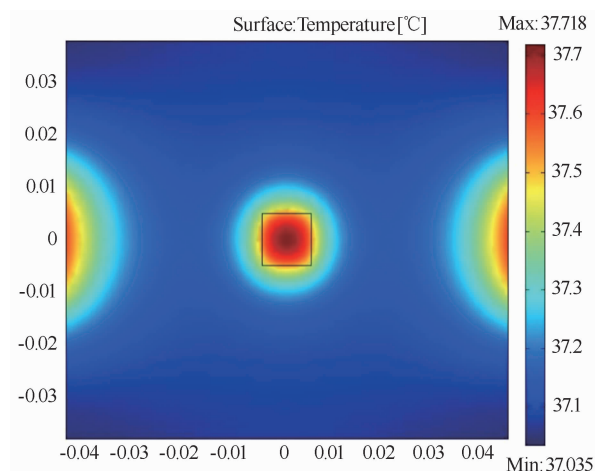


图11 通电激活下的温度分布(5 mA、10 kHz的正弦电流)

4 结论

乳腺组织的传热满足普遍的传热学规律。乳腺表面温度分布受内热源、环境条件的影响显著, 因此乳腺组织的传热规律是改进热对比度的理论基础。

用红外热成像仪检查乳腺癌的关键是提高受癌变组织大小、深度、温度以及环境温度与换热系数影响的乳腺表面的热对比度。通过控制环境温度改变温差、用电激活法增加癌变组织的热源温度提高了热对比度, 具有临床应用价值。在实际应用中, 同时采用冷环境诱导与电热激活增加热源温度的措施, 比传统的单一改进措施灵敏, 具有很强的临床应用价值, 能最大程度地提升红外热成像的对比度。

本文为小尺寸癌变组织和乳腺深部位置癌变组织的早期发现提供了检测方法, 可降低乳腺癌的死亡率。而对于双重诱导法的实际临床应用效果, 需持续补充和完善研究案例, 为推广应用奠定基础。

参考文献

- [1] Sebastien M, Petra M, Ondrej K, et al. Breast Cancer Detection Using Infrared Thermal Imaging and a Deep Learning Model [J]. *Sensors*, 2018, 18(9):2799.

- [2] Li X, Bond E J, Van Veen B D, et al. An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection [J]. *IEEE Antennas and Propagation Magazine*, 2005, **47**(1): 19–34.
- [3] Bray F, Ferlay J, Soerjomataram I, et al. Global cancer statistics 2018: GLOBOCAN estimates of incidence and mortality worldwide for 36 cancers in 185 countries [J]. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, 2018, **68**(6): 387–506.
- [4] Gersten O, Wilmoth J R. The Cancer Transition in Japan since 1951 [J]. *Demographic Research*, 2002, **7**(5): 271–306.
- [5] Omran A. The epidemiologic transition: a theory of the epidemiology of population change-milbank mem [J]. *Fund Quart*, 2005, **49**(1): 509–538.
- [6] Bray F, Jemal A, Grey N, et al. Global cancer transitions according to the Human Development Index (2008–2030): a population-based study [J]. *The Lancet Oncology*, 2012, **13**(8): 790–801.
- [7] Maule M, Merletti F. Cancer transition and priorities for cancer control [J]. *The Lancet Oncology*, 2012, **13**(8): 745–746.
- [8] Lahiri B B, Bagavathiappan S, Jayakumar T, et al. Medical applications of infrared thermography: A review [J]. *Infrared Physics & Technology*, 2012, **55**(4): 221–235.
- [9] 袁云娥. 医学数字红外热成像技术概论 [M]. 郑州: 郑州大学出版社, 2013.
- [10] 秦鹏. 基于 ANSYS 的精细乳腺有限元模型温度场仿真与临床验证 [D]. 武汉: 武汉大学, 2017.
- [11] 秦鹏, 李凯扬. 精细乳腺有限元模型温度场的仿真与临床验证 [J]. *生物医学工程研究*, 2017, **36**(2): 106–111.
- [12] Berz R, Rhön H, Waldbronn R. The Medical Use of Infrared-Thermography History and Recent Applications [J]. *Thermografie-Kolloquium*. 2007, **4**(1): 1–12.
- [13] Zuluaga J P, Zerhouni N, Masry Z A, et al. A survey of breast cancer screening techniques: thermography and electrical impedance tomography [J]. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 2019, **43**(4): 1–18.
- [14] Lozano A, Hayes J C, Compton L M, et al. Determining the thermal characteristics of breast cancer based on high-resolution infrared imaging, 3D breast scans, and magnetic resonance imaging [J]. *Scientific Reports*, 2020, **10**(1): 10105.
- [15] Diakides M, Bronzino J, Peterson D. Medical Infrared Imaging: Principles and Practices [M]. Boca Raton: CRC Press, 2012.
- [16] Diakides N A, Bronzino J D. Medical Infrared Imaging [M]. Boca Raton: CRC Press, 2007.