

超声无损测温和相关研究*

王鸿樟

(上海交通大学生物医学工程系, 上海 200030)

摘要: 超声治癌已获得愈来愈多的重视和发展。超声温热疗法和烧蚀疗法都要求作温度监测。有损测温法会碰到难以克服的困难。本文论述无损测温的研究和发展, 提供几种无损测温方法。这些是: (1) 穿透超声渡越时间法; (2) 有限元法(或差分法, 或细胞神经网络法)解热传导边值问题法; (3) 超声 CT 法; (4) 反射超声时频图分析法等。

关键词: 温热疗法; 烧蚀疗法; 超声无损测温

中图分类号: T B551 文献标识码: A

Ultrasound noninvasive temperature measurement and related researches

WANG Hong-zhang

(Dept. of Biomedical Engineering, Shanghai Jiaotong Univ., Shanghai 200030, China)

Abstract: Ultrasonic treatment of tumors has got an increasingly widespread concern and development in the world nowadays. In ultrasonic therapeutical treatments both by hyperthermia and pyrotherapy, the temperature detection and monitoring are always needed due to optimum of curative effect. The invasive monitoring has some clearly unsurmountable drawbacks. Therefore, the methods for noninvasive estimation of temperature inside tumor are presented here as follows: (1) method of measuring time-of-flight of ultrasound pulses; (2) finite element (or difference or cellular neural network) method of solving the boundary value problem with respect to bioheat transfer equation; (3) method of ultrasound computed tomography; (4) method by ultrasound echo pulses based on Wigner Distribution Diagram analysis.

Key words: hyperthermia; pyrotherapy; noninvasive temperature estimation

1 研究和发展

超声治癌近 20 多年来已发展成为新的治疗技术。它分为温热疗法(Hyperthermia)和高强度聚焦超声(HIFU)的烧蚀疗法(Pyrotherapy)^[1,2]。前者须保持超声加热温度在 43 ~ 45 约几十分钟并可结合放射性或药物治疗, 后者则在很短时间(若干 ms ~ 数 s)内使肿瘤升温到约 60 ~ 70 以上, 使组织凝固性坏死。这两种疗法都需作实时温度监测, 以优化疗效。

我们于 1984 年首先制成 CSZA-1 超声

加热治癌机, 用热电偶探针作测温和控温, 实现温热疗法。但在医科大学附属肿瘤医院门诊长期试用中, 深感测温针易损, 不易插入异常肿瘤, 医师和病人尤为担心插针可能导致癌转移, 病人难以接受。故我们于 80 年代中期开始探索研究无损伤测深部体温的方法。

在国家自然科学基金和国家教委博士点专项基金的支持下, 提出并解决了三种利用透射超声的无损测温方法和一种反射超声无损测温方法。这些作为创新成果, 在国际知名学术会议 IEEE EMBS 和 ACEMB 上宣读, 受到重视和好评; 论文在学术刊物发表后已受到多家权威摘引刊物收录。

* 收稿日期: 99-09-21; 修订日期: 99-10-08

国家自然科学基金项目(39670216)

作者简介: 王鸿樟(1930-), 男, 教授。

2 无损测温方法

我们提出并具实验佐证的无损测温方法简述如下:

(1) 穿透超声渡越时间法^[3]

用相位法测量超声穿过肿瘤的渡越时间差,解由渡越时间差值方程、生物热传导方程和初始与边界条件所组成的完整的积分微分方程组;藉电脑实时算出声波途径上各点温度,实测误差在 0.2 以内。此法无需在人体内设置参考目标,设备简单,价格便宜。

(2) 有限元法(或差分法,或细胞神经网络法)解热传导边值问题法^[4]

用适应性较强的有限元法,解生物热传导方程,计及血流的影响,并利用超声源强度和表皮外温度测量值,求出表层和体内的温度分布。本法也可获得较好测量精度,它仅利用超声加热源的信号而无需另加超声收、发换能器。

(3) 超声 CT 法^[5]

此法需在围绕目标的圆环上均匀分布换能器,其中各换能器轮流辐射,其余换能器实行接收、记录;n 个换能器轮流发射,就有 n 组接收数据。依据记录数据,计及人体内超声衍射,用快速卷积反投影法作图像重建。用稀疏扫描和稀疏衍射重建,可在微电脑上作实时解算。若因骨、气等造成数据缺损,则可作再投影迭代重建。所测温度升高值的误差小于 0.25。易于扩及非圆环非均匀分布的换能器阵结构。用此法可获大面积温度分布,且较 MRI 便于实用,而费用则大为降低。

(4) 反射超声的时—频域分割^[6]

在射线(电磁波和超声波)照射下的局部热疗或烧疗,用反射超声探测温变应是比较适宜的选择。其温变通过声速变化反映为声脉冲的传播时间;而反射超声需要设定反射目标,并且还有干扰脉冲相伴而来。所以用反射超声实现无损测温的难度很大。不过却易于配合加热头工作。

我们将波包分解理论^[7]发展为波群分解理论^[8]。具体为取反射超声的 Wigner 变换,

作出时—频图,然后分割出有用信号。对于聚焦超声照射的声场和温度场分析,我们提出分层介质模型,找出分层介质上回波相邻时刻的 Wigner 分布幅值比与相邻层声速差的关系,然后可以解出各层上温度,即沿声脉冲途径上的温度分布。

对于微粒随机分布的软组织(例如肝脏),非聚焦超声照射下散射回波的 Wigner 分布的时—频图反映出微粒间的平均间距 d ,这后者与温度增量 ΔT 成线性关系。其比例系数为热膨胀系数 α ,量级小。所以用 Wigner 分布函数的时间积分求能谱密度,藉以找出相应于平均间距的共振频率 f_k ;并因
$$\Delta f_k = \frac{k}{2d_0} \left[\frac{\partial c}{\partial T} \Big|_{T=\tau_0} - \alpha_0 \right] \Delta T$$
,而求出温变 ΔT 。此处 $\frac{\partial c}{\partial T}$ 是声速的温度梯度, $k=1, 2, 3, \dots$

3 结论和展望

在 80 年代中期,在我们开始研究无损测温之前就已进行了相控超声热疗机研究,并制成了实验模型^[2],随之作了多元相控球面阵的设计原理和方案论证^[9,10]。90 年代中期研制成高强度相控聚焦超声(HIPFU)治癌机^[11],并已作了多次动物实验,实属首创性的工作。国外近期陆续发表某些高强度超声机^[12~14],反映了我们前已发表的多元相控超声聚焦球面阵的设计原理和方案思路^[2,9,10]。我们研制相控多元球面阵聚焦超声治癌机的另一目的是希望具体试用无损测温方法,此因经费等多种缘故而暂未圆满。但无损测温不仅可用于超声治癌,也可用于电磁波治癌以及其它工业和军事装置中。印度孟买大学,美国三角研究开发公司,加拿大和德国某生物医学研究所等曾主动来探询,说明本研究已产生了影响。

今后,(a)争取使这些无损测温方法自成

测量系统; (b) 尽可能促使这些无损测温方法得到相关仪器的采用, 达到向医疗上实用化转化; (c) 在条件容许下转入超声组织特征化研究, 为超声诊断增添新的途径^[15]。

参考文献:

[1] 王鸿樟等. 超声治癌与无损测温研究[J]. 物理, 1997, 26(10): 608~612.

[2] Hong-zhang Wang, Ji-peng Qian. Ultrasonic dynamically focussed phased array for local hyperthermia in cancer therapy[J]. Acoustics Letters(London), 1986, 10(1): 5~9.

[3] Hong-zhang Wang, Xian-yu Wu. Noninvasive monitoring of temperature in hyperthermia for cancer therapy [J]. Proc. IEEE 9-th, EMBS, 1987: 1648-1649.

[4] Hong-zhang Wang et al. Noninvasive monitoring for ultrasonic hyperthermia [J]. 40-th ACEMB, Niagara Falls, New york, sept 1987. 10-13(上海交通大学学报, 1995, 29(2): 119-125).

[5] Yi-hong Yang, Hong-zhang Wang. Ultrasonic computed tomography used in noninvasive temperature measuring [J]. Proc. IEEE 10-th. EMBS, 1988: 477-478.

[6] Hong-zhang Wang, Hong-bin Yu, et al, Method and measurement of noninvasive

temperature estimation with ultrasonic echo pulses [J]. Proc. IEEE 20-th EMBS, Part 316, 5. 4, 4~2, 1998: 1513-1516.

[7] N. C. Yen. Wave Packet Decomposition. J. A. S. A., 1994, 95(2): 674-693.

[8] 于洪斌, 王鸿樟. 反射超声无损测温[J]. 声学技术, 1997, 17(3): 101-103.

[9] 李忠强, 王鸿樟. 球壳辐射器和相控球面阵的声场[J]. 声学技术, 1986, 5(3): 1-6.

[10] 王鸿樟. 声学及医学超声应用[M]. 上海交通大学出版社, 1991.

[11] 鲍苏苏, 王鸿樟. 超声相控聚焦阵肿瘤热疗仪的电路设计[J]. 上海交通大学学报, 1995, 29(增刊 1): 16-20.

[12] D. Cathignol et al. Electronic beam steering of shock waves[J]. Ultrasound in Med. & Biol., 1995; 21(3): 365-377.

[13] G. ter HAAR. Ultrasound focal beam surgery[J]. Ultrasound in Med. & Biology, 1995, 21(9): 1089-1100.

[14] J. Tavakoli et al. A piezocomposite shock wave generator with electronic focusing capability: application [J]. Ultrasound in Med. & Biol., 1997, 23(1): 107-115.

[15] 牛金海, 王鸿樟. Wigner-Ville 分布法估计生物组织散射元平均间距 [J]. 生物物理学报, 1999, 15(2): 334-337.

简 讯

美德联合声学年会

1999年3月13日-15日在柏林技术大学举行一次美德联合声学年会(即美国声学会第137届与德国声学会第25届)。来自48个国家的代表2263人,提交论文1955篇,共分198个分组会进行,内容包涵了所有声学分支。这是有史以来规模最大的声学界盛会。出席者以德国644人,美国585人为最多,我国有10人出席。如此庞大的会议日程,安排得有条不紊,非常成功。

大会活动中除一些特邀报告名,还有一些建筑声学方面的活动:介绍柏林爱乐音乐厅的设计过程和邀请乐队作片断演奏;参观柏林国会大厦、音乐厅以及柏林技术大学的各研究所和实验室,学生建声设计作业竞赛评奖等。另举办热声学短期讲习班。在全体大会上,美德声学会分别颁发了一系列有贡献学者的奖状。会上我国旅美声学家吴枚芹博士(女)当选为美国声学会会员。

王季卿