

# 基于组织B超特征的癌热疗无创检测实验

任新颖, 吴水才, 曾毅  
(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100022)

**摘要:** 为了发展实用的临床监控技术, 在原理分析的基础上设计实验系统, 研究热疗中生物组织B超特征参数的变化. 采用水域和微波介入2种加热方式, 获取温热疗法和高温原位灭活治疗过程中动物肝脏的B超图像, 利用图像处理的方法提取不同温度下的组织B超特征参数, 并分析其温度相关性. 实验结果表明: 组织B超图像参数(灰度、梯度、功率谱密度、纹理结构等)随着温度变化而变化, 图像灰度与组织温度间具有较好的线性相关性, 利用这种相关性可实现热疗中深部组织温度的无创检测.

**关键词:** 癌热疗; 温度检测; 超声组织定征

**中图分类号:** R 318.04

**文献标识码:** A

**文章编号:** 0254-0037(2008)01-0090-07

肿瘤热疗是指利用某种加热方法将肿瘤组织加热至超过其耐热温度以杀死癌细胞, 它包括温热疗法<sup>[1]</sup>和高温原位灭活疗法<sup>[2]</sup>. 随着临床应用的日趋广泛, 缺乏对治疗区域内组织温度状态的了解成为进一步提高疗效的最大障碍<sup>[3]</sup>. 现阶段临床上人体深部温度的监控多采用测温针侵入检测, 这种侵入肿瘤的点测量相对危险<sup>[4]</sup>, 且无法得到治疗区内组织的整体温度分布, 不能反映整个病灶的坏死程度.

近年来国内外已有不少癌热疗中无创测温方面的研究报导<sup>[4-6]</sup>, 归纳起来有微波(MV)测温、核磁共振(MRI)测温、电阻抗(EIT)测温、温度场的计算机模拟和超声测温. 超声测温是利用超声波的某些声特性参数与温度的相关性来获取组织温度信息, 因其具有相对低的成本、较高的人体穿透力、易与加热仪器配合进行实时数据采集等优点, 在诸多热疗无创监测方案中具有较好的综合评价.

分析已被提出的几种超声测温方法, 即基于声速<sup>[7-8]</sup>、声衰减<sup>[9-10]</sup>、非线性参数、背向散射特征<sup>[11-13]</sup>等, 各有其优点和局限性. 1) 利用声速估计组织温度分布, 对重构算法和测量时间的分辨率要求很高<sup>[7-8]</sup>, 临床在体很难实现; 2) 受组织复杂的散射折射影响, 回波法测得的声特性参数(如衰减系数)精度差、随温度变化相对缓慢, 无法实现实时监测<sup>[14]</sup>; 3) 基于离散随机介质的散射模型理论认为: 组织的温度信息可通过分析超声散射信号在时域<sup>[15-17]</sup>、频域<sup>[18]</sup>的变化来提取, 然而实际应用中其很难被精确检测. 鉴于上述各种超声射频法的不足, 作者对加热过程中组织的B超图像进行处理, 提取声特征参数并确定其温度相关性, 以期发展实用的组织定征视频测温新技术.

## 1 原理与方法

### 1.1 实验原理

超声波在生物组织中传播时, 速度会随组织温度的变化而变化. 在固体介质中其纵向传播速度为

$$c = \frac{1}{\sqrt{k\rho}} \quad (1)$$

式中  $c$  为声波速度;  $k$  为绝热压缩系数(假定超声传播是绝热过程);  $\rho$  为密度. 已知组织参数  $k$  和  $\rho$  随温度变化, 因此超声波波速  $c$  与温度必存在相关性. 实验发现软组织中(40℃左右), 超声波的传播速度随着温度单调变化<sup>[19]</sup>.

收稿日期: 2007-01-08.

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(30770547, 30470450); 北京市自然科学基金资助项目(3072004).

作者简介: 任新颖(1980-), 女, 陕西咸阳人, 博士生.

超声波反射系数与温度也具有相关性,即超声反射强弱随介质温度的不同而发生变化.在不同介质面传播时超声波会发生反射,其反射系数定义为

$$r = \left( \frac{Z_{a2} - Z_{a1}}{Z_{a2} + Z_{a1}} \right) \quad (2)$$

式中,  $r$  为反射系数;  $Z_{a1}$  和  $Z_{a2}$  分别为超声在介质 1 和介质 2 中传播的声阻抗. 声阻抗由

$$Z_a = \rho \cdot c \quad (3)$$

决定,声速  $c$  与温度有关,可见声阻抗也与温度有关,超声波反射系数会随着介质的温度变化.

B 超图像是对超声反射回波信号进行灰度调制而形成的组织解剖结构图. 当组织温度发生变化时,与温度相关的超声特征参数(如:声速  $c$ 、反射系数  $r$ 、声散射、衰减等)必将发生变化<sup>[19]</sup>,这直接影响超声回波信号,根据组织回波信号重建的 B 超灰阶图像必然发生变化.

## 1.2 实验系统

### 1.2.1 水域加热

水域加热是将组织温度由室温加热至 45 ℃ 左右,实验系统如图 1 所示.

B 超仪采用的是 MBC-I 型多媒体超声诊断仪(中国航空工业总公司 623 研究所高科技开发公司产品),该仪器由通用多媒体计算机、超声诊断套件(由机械扇扫探头、超声发射/接收器和图像采集接口卡组成)、专用多媒体 B 超软件包组成,采集得到图像可以文件形式存盘. 电热恒温水箱为北京长风仪器仪表公司产品(HH-W21-600C),水箱的温度波动度及均匀性在 0.5 ℃ 以内. 所用水银温度计的测温范围为 0~50 ℃,精确到 0.1 ℃.

### 1.2.2 植入式微波加热

植入式微波加热系统如图 2,将针式天线插入组织内部,利用微波的热效应致使组织短时高温固化.

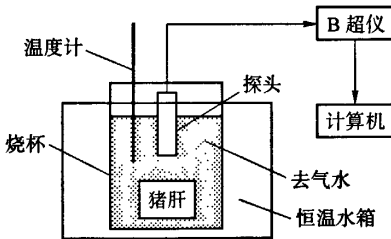


图 1 水域加热实验系统

Fig. 1 Experimental system for water heating

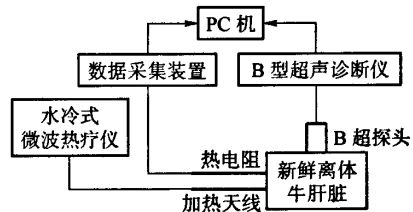


图 2 微波加热实验系统

Fig. 2 Experimental system for microwave thermotherapy

MTC-3 型微波治疗仪由南京庆海微波研究所研制,输出微波频率为 2 450 MHz,经由低损耗同轴传输电缆与硬质微波辐射天线相连. 天线外径 1.7 mm、长 15 cm,表面经防粘处理,前端 13 mm 为微波缝隙发射处. 配有保定兰格 BTDI-100 型蠕动泵作为水循环动力泵,速度固定 9 mL/min,冷却用水为室温生理盐水. 植入式热电阻 P<sub>100</sub> 工作温度为 -50~200 ℃(误差级别 A 级),针状外观直径 2 mm(由北京赛亿凌科技公司加工制作),采用高绝缘材料灌封,通过补偿导线与数据采集器相连. 实时数据采集采用的是 HP 公司生产的 Agilent34970A,通过 RS232 接口与 PC 机连接.

## 1.3 材料方法

### 1.3.1 温热疗法

根据图 1 所示实验系统,B 超探头固定于盛猪肝的容器顶部,超声波由上向下发出,探头和肝脏之间用去气水做声耦合剂. 恒温水箱从 33 ℃ 缓慢加热到 48 ℃(每一特定温度保持约 40 min 确保热传递使肝脏内部温度与水温达成一致),在温度逐渐升高的过程中记录并存储一系列不同温度下的猪肝 B 超图像.

### 1.3.2 介入微波热凝固

为了观察组织热凝固区域的完整形状,在图2所示的微波加热实验中,采用6 cm以上厚度的牛肝作为实验对象.特制的坐标支架(如图3所示)确保热电阻与微波电极以固定间距水平进入组织,加热天线的能量作用分别给予3种临床常用的组合方式(50 W300 s、60 W300 s、70 W300 s).数据采集器以间隔1 s的速率实时记录组织内部温度,同时采集存储离体牛肝的B超图像.

## 2 结果与分析

进行了5例离体猪肝的温热实验和12例离体牛肝的微波热凝固实验.对每幅肝脏B超图像选取笛卡尔坐标固定的2个 $10 \times 10$ 像素大小作为AOI(area of interest,记为AOT)区域(如图4所示),通过图像处理提取不同温度下组织图像的特征参数(平均灰度、梯度、功率谱密度和其他一些纹理结构参数),并利用统计的方法确定这些参数变化与组织温度变化的相关性.

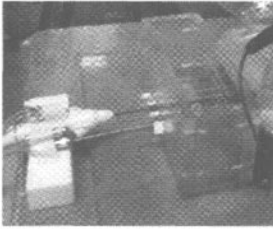


图3 坐标固定支架

Fig.3 The specially designed device

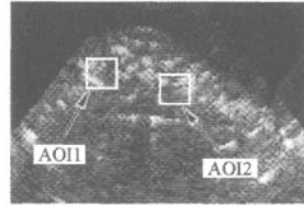


图4 组织B超图像的AOI区域

Fig.4 AOI in B-mode ultrasonic image of liver

### 2.1 图像预处理

组织B超图像出现的斑点噪声是随机的,呈现出高频特性,图像去噪可由下面的线性卷积实现

$$f(x, y) = \iint_{\Omega} G(x - \eta, y - \xi) f_0(\eta, \xi) d\eta d\xi \quad (4)$$

其中, $\Omega$ 代表整个图像平面; $(x, y)$ 是图像的像素坐标; $f(x, y)$ 是去噪后得到的图像; $f_0(x, y)$ 是含有噪声的图像; $G(x, y)$ 是滤波算子.采用 $3 \times 3$ 窗口的高斯低通滤波器来平滑图像,滤波算子为

$$G(x, y, \sigma) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left\{-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2 + y^2}{\sigma^2}\right)\right\} \quad (5)$$

它的效果相比通常的线性滤波,可以更好的保存图像的边缘和低频细节信息.

### 2.2 温热疗法的B超组织定征

#### 2.2.1 AOI灰度均值的温度相关性

灰度均值指AOI区域内所有像素灰度的算术平均值,可用来表示图像中不同目标的平均反射强度

$$\bar{f}(x, y) = \frac{\sum_{0 \leq x < M} \sum_{0 \leq y < N} f(x, y)}{M \times N} \quad (6)$$

表1给出一例水域加热的猪肝组织不同温度下B超图像的灰度均值.图像灰度的单位是级(采集得到的B超图像是256灰度级的灰度图像),组织温度的单位是摄氏度( $^{\circ}\text{C}$ ).

当组织温度发生变化时,其B超图像灰度也发生变化,变化总趋势是灰度随着温度的升高而升高.统计结果显示:组织B超图像AOI的灰度与温度间存在明显的相关性,平均相关系数为 $r = 0.8760 \pm 0.0765$ ;利用最小二乘法对散点数据做趋势拟合,得到灰度与温度较为稳定的线性相关函数,斜率为 $1.5786 \pm 0.5270$ (拟合优度 $R^2 = 0.7690 \pm 0.0932$ ).

表 1 不同温度下猪肝组织的 B 超图像灰度

Table 1 B-mode ultrasonic image gray-scale of AOI in pig liver

温度/℃	灰度/级	温度/℃	灰度/级	温度/℃	灰度/级	温度/℃	灰度/级
27.65	79.06	32.10	89.93	37.15	94.64	42.05	98.66
28.45	83.03	33.00	90.41	38.10	101.01	43.00	97.97
29.35	87.22	34.10	92.47	39.10	97.98	43.85	109.17
30.20	89.45	35.10	93.46	40.15	97.02	44.70	105.08
31.15	90.96	36.10	93.68	41.10	97.24	—	—

2.2.2 梯度的温度相关性

图像梯度反映了图像的灰度变化,对于二维灰阶图像  $f(x, y)$ ,其在  $(x, y)$  处的梯度定义为从这点沿一个方向移动无穷小的距离时图像亮度相应变化的比率

$$\nabla f(x, y) = \left[ \frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T = [G_x, G_y]^T \tag{7}$$

利用具有去噪能力的 Sobel 算子(3×3 卷积核)计算 AOI 梯度值,  $x, y$  的模板满足

$$x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \tag{8}$$

表 2 给出一例猪肝组织在不同温度下的 B 超图像梯度,可以看到随着组织温度的升高,图像梯度值呈下降趋势.统计计算表明 AOI 梯度与组织温度的相关系数  $r = 0.7065 \pm 0.1176$ ,是仅次于灰度均值的组织温度相关参数,时域里没有发现其他的图像特征显示出比灰度更高的温度相关性.

表 2 猪肝组织在不同温度下的 B 超图像梯度值

Table 2 B-mode ultrasonic image gradient magnitude of AOI in pig liver

温度/℃	梯度	温度/℃	梯度	温度/℃	梯度	温度/℃	梯度
32.10	148.18	36.10	129.89	40.15	134.64	44.70	112.78
33.00	159.78	37.15	148.12	41.10	142.36	45.65	97.60
34.10	151.24	38.10	141.27	42.05	141.56	46.60	111.03
35.10	136.95	39.10	131.65	43.85	133.36	—	—

2.2.3 功率谱分析

如同其他医学信号进行频谱分析能提供形态学分析所不能获取的信息一样,B 超的频域信息必将提供一些传统图像所不能提供的新信息.已知图像  $f(x, y)$  的傅立叶变换为

$$F(u, v) = \iint f(x, y) \exp[-j2\pi(ux + vy)] dx dy \tag{9}$$

式中,  $x, y$  为空间坐标变量;  $u, v$  分别为沿  $x, y$  轴方向的空间频率分量,功率谱  $|F(u, v)|^2$  可用以衡量图像  $f(x, y)$  中相邻像素灰度值之间的统计依从性.

初步的功率谱分析(PSA)研究显示 B 超图像 AOI 的功率谱密度与温度具有相关性,但没有时域参数的相关性显著.表 3 给出一例猪肝组织不同温度下 B 超图像的功率谱密度.

频域与空域没有直接的对应关系,然而频域分析的优势在于图像的一些微小的特征在功率谱中表现明显,其临床价值终究会发展出来并且得到推广应用.

表 3 猪肝组织不同温度下的 B 超图像功率谱密度

Table 3 B-mode ultrasonic image power spectral density of AOI in pig liver

温度/℃	功率谱密度	温度/℃	功率谱密度	温度/℃	功率谱密度	温度/℃	功率谱密度
34.10	67.41	37.15	64.05	40.15	70.40	43.00	80.78
35.10	68.35	38.10	65.37	41.10	81.05	43.85	84.62
36.10	68.63	39.10	69.15	42.05	84.70	44.70	84.36

## 2.3 微波加热的B超组织定征

### 2.3.1 图像灰度

在温热疗实验的基础上进一步模拟微波热凝固治疗,采用微波天线植入牛肝短时加热,减少生物组织膨胀变质对实验结果的影响.利用温度探针 P<sub>100</sub> 做侵入测量,直接分析 AOI 区域温度与其 B 超图像特征的相关性.

牛肝热凝固实验的结果也证明了组织 B 超图像灰度与温度之间存在的相关性.图 5 给出其中一例 AOI 灰度与温度的相关曲线,与温热疗实验一致,B 超图像灰度随着组织温度升高而近似线性升高.

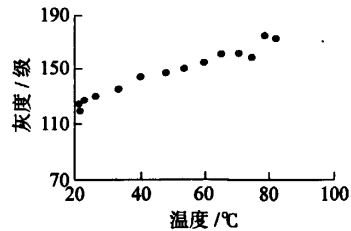


图 5 牛肝 B 超图像相关性拟合曲线  
Fig. 5 Correlation curve of AOI in bovine liver

### 2.3.2 反映组织状态变化的参数

一些图像参数可以反映加热引起的组织结构变化,例如灰度标准偏差和均匀度.标准偏差是描述 AOI 区域内各像素灰度值与其均值的偏离程度.如果标准偏差越小,表示数据分布离均值越近,图像的对比度小,组织细节表现越不充分.均匀度是指偏离平均密度特定范围(10%)的像素比例,其数值愈小表明图像愈均匀.表 4 和表 5 给出了一例牛肝组织在微波加热升温下 B 超图像的标准偏差和均匀度.

表 4 不同温度下牛肝 B 超图像密度标准偏差

Table 4 B-mode ultrasonic image density std.dev. of AOI in bovine liver

温度/°C	密度标准偏差	温度/°C	密度标准偏差	温度/°C	密度标准偏差	温度/°C	密度标准偏差
22.70	48.43	39.92	49.88	59.45	42.20	74.35	35.81
26.12	46.28	47.75	44.06	64.84	37.02	78.45	34.77
33.02	49.01	53.21	43.69	70.44	40.25	81.96	35.28

表 5 不同温度下牛肝 B 超图像不均匀度

Table 5 B-mode ultrasonic image heterogeneity of AOI in bovine liver

温度/°C	不均匀度	温度/°C	不均匀度	温度/°C	不均匀度	温度/°C	不均匀度
21.38	0.64	33.02	0.55	59.45	0.54	74.35	0.47
22.70	0.57	39.92	0.58	64.84	0.49	78.45	0.52
26.12	0.51	47.75	0.52	70.44	0.52	—	—

观察这些参数随温度的变化趋势,可以看到,随着组织温度的升高,B 超图像 AOI 区域的标准偏差和均匀度数值均下降.这是由于随着温度升高和微波消融持续增长,蛋白质固化引起组织硬度单调增长<sup>[20]</sup>,因而结构、纹理特征变得不明显.统计计算显示,这些反映组织状态变化的参数与温度的相关系数约为 0.6.

## 3 讨论

### 3.1 小结

组织坏死可出现在高温短时或低温长时,2 种不同机制都可导致肿瘤细胞的死亡.在 42~46 °C 之间,细胞死亡主要取决于持续时间,可通过确定声参数的温度相关函数来检测治疗区域的温度场分布;当组织被加热到 46 °C 以上时,可利用热损伤引起的组织状态变化来反应疗效.

组织 B 超特征与温度具有相关性,统计分析得到了图像灰度与温度稳定性较好的线性相关函数.图

像梯度与组织温度的相关系数约为 0.7(低于灰度与温度的 0.9), 目前还未发现具有更高温度相关性的组织 B 超特征参数。此外, 图像功率谱密度、密度标准偏差、不均匀度等也随着组织的温度升高而变化, 这与高温灭活情况下组织蛋白固化的实验现象相符。

### 3.2 问题和展望

1) 同一温度下组织的体积、形状和组成成分对其超声信号也有影响<sup>[21]</sup>, 需要大量实验来精确确定各组织声参数的温度特性。

2) 在治疗热场升温较快、梯度变化较大时, AOI 区域的选取也影响声参数的检测, 例如近天线部分由于是热场温度最高处而引发组织炭化, 图像灰度较迅速地(加热 100 s 后)达到了一定数值就基本维持不变。因此在不同实验方法(双针加热)和实验条件(活体)下, 组织声参数的温度相关函数还需进一步修正。

3) 图像梯度与温度的相关性并没有灰度参数的相关性明显, 但在微波热场这种温度场梯度变化较大的情况下可与灰度联合应用于温度监测。已有研究证实<sup>[20, 22]</sup>, 随着温度和消融持续时间的增长组织硬度单调增长, 因此可利用监测反映组织状态变化的纹理结构参数对肿瘤灭活情况进行实时评估。

4) 初步功率谱分析(PSA)研究显示 B 超图像 AOI 功率谱密度与温度具有相关性, 相关系数约为 0.7。

5) 实验中加热仪器和组织运动都对图像造成不同程度的干扰<sup>[23-24]</sup>。

### 参考文献:

- [1] 林世寅, 李瑞英. 现代肿瘤热疗学[M]. 北京: 学苑出版社, 1997: 12-21.
- [2] 董宝玮, 梁萍, 于晓玲, 等. 超声引导下经皮微波凝固治疗原发性肝癌[J]. 中国医疗器械信息, 2002, 8(6): 18-19.  
DONG Bao-wei, LIANG Ping, YU Xiao-ling, et al. PMCT under ultrasound on HCC treatment[J]. China Medical Devices Information, 2002, 8(6): 18-19. (in Chinese)
- [3] 刘爱红, 孙康宁, 李爱民. 肿瘤热疗机制与方法的研究进展[J]. 现代生物医学进展, 2006, 6(11): 105-108.  
LIU Ai-hong, SUN Kang-ning, LI Ai-min. Progress in mechanism and methods of tumor thermal therapy[J]. Modern Biomedicine Progress, 2006, 6(11): 105-108. (in Chinese)
- [4] 吴水才, 白燕萍, 南群, 等. 癌热疗中超声无创测温方法的研究[J]. 国外医学生物医学工程分册, 2002, 25(1): 35-38.  
WU Shui-cai, BAI Yan-ping, NAN Qun, et al. The research on method of noninvasive temperature estimation in hyperthermia[J]. Foreign Medical Sciences, Biomedical Engineering Fascicle, 2002, 25(1): 35-38. (in Chinese)
- [5] 孙志民, 周国辉, 汪源源, 等. 无损估计体内温度的超声方法[J]. 中国医疗器械信息, 2003, 9(6): 4-7.  
SUN Zhi-min, ZHOU Guo-hui, WANG Yuan-yuan, et al. Noninvasive estimation of tissue temperature with ultrasound techniques[J]. Chin Med Device Info, 2003, 9(6): 4-7. (in Chinese)
- [6] WU S C, BAI Y P, REN X Y. Current situation home and abroad in the researches of noninvasive temperature estimation by ultrasound in cancer hyperthermia[J]. Chin J Rehabil, 2004, 8(17): 3424-3425.
- [7] FUJII M, ZHANG X. Noncontact measurement of internal temperature distribution in a solid material using ultrasonic computed tomography[J]. Exp Therm Fluid Sci, 2001, 24: 107-116.
- [8] ZHU N, JIANG Y, KATO S. Ultrasonic computerized tomography (CT) for temperature measurements with limited projection data based on extrapolated filtered back projection (FBP) method[J]. Energy, 2005, 30: 509-522.
- [9] ARTHUR R M, STRAUBE W L, STARMAN J D, et al. Noninvasive temperature estimation based on the energy of backscattered ultrasound[J]. Med Phys, 2003, 30(6): 1021-1029.
- [10] CLARKE R L, BUSH N L, TERHAAR G R. The changes in acoustic attenuation due to in vitro heating[J]. Ultras Med Biol, 2003, 29(1): 127-135.
- [11] PASSECHNIK V I, ANOSOV A A, ISREFILOV M G, et al. Experimental reconstruction of temperature distribution at a depth through thermal acoustic radiation[J]. Ultras, 1999, 37: 63-71.
- [12] ARTHUR R M, STRAUBE W L, STARMAN J D, et al. Noninvasive temperature estimation based on the energy of backscattered ultrasound[J]. Med Phys, 2003, 30(6): 1021-1029.

- [13] ARTHUR R M, TROBAUGH J W, STRAUBE W L, et al. Temperature dependence of ultrasonic backscattered energy in motion-compensated images[J]. *IEEE Trans Ultras, Ferroelect, Freq Contr*, 2005, 52(10): 1644-1652.
- [14] WORTHINGTON A E, SHERAR M D. Changes in ultrasonic properties of porcine kidney tissue during heating[J]. *Ultras Med Biol*, 2001, 27(5): 673-682.
- [15] PERNOT M, TANTER M, FINK M. 3-D real-time motion correction in high-intensity focused ultrasound therapy[J]. *Ultras Med Biol*, 2004, 30(9): 1239-1249.
- [16] SUN Z G, YING H. A multi-gate time-of-flight technique for estimation of temperature distribution in heated tissue: theory and computer simulation[J]. *Ultras*, 1999, 37: 107-122.
- [17] CHIAN H K, LIAO C K, CHOU Y H, et al. In-vitro ultrasound temperature monitoring in bovine liver during RF ablation therapy using autocorrelation[C]//*Proc IEEE Ultras Symp. Germany: IEEE press*, 2002.
- [18] AMINI A N, EBBINI E S, GEORGIU T T. Noninvasive estimation of tissue temperature via high-resolution spectral analysis techniques[J]. *IEEE Trans Biom Eng*, 2005, 52(2): 221-228.
- [19] NOVAK P, POUSEK L, SCHREIB P, et al. Noninvasive temperature monitoring using ultrasound tissue characterization method[C]//*Proc SPIE. San Diego: SPIE-Int*, 2001.
- [20] BHARAT S, TECHAVIPOO U, KISS M Z, et al. Monitoring stiffness changes in lesions after radiofrequency ablation at different temperatures and durations of ablation[J]. *Ultras Med Biol*, 2005, 31(3): 415-422.
- [21] 毛峰, 董彦武, 全杰. 猪肝组织超声速度与其组分结构及温度关系的研究[J]. *声学技术*, 1992, 11(1,2): 91-93.  
MAO Feng, DONG Yan-wu, TONG Jie. The research on relation of ultrasound speed and temperature in different pig livers [J]. *Technical Acoustics*, 1992, 11(1,2): 91-93. (in Chinese)
- [22] SOUCHON R, BOUCHOUX G, MACIEJKO E, et al. Monitoring the formation of thermal lesions with heat-induced echo-strain imaging: a feasibility study[J]. *Ultras Med Biol*, 2005, 31(2): 251-259.
- [23] PERNOT M, TANTER M, FINK M. 3-D real-time motion correction in high-intensity focused ultrasound therapy[J]. *Ultras Med Biol*, 2004, 30(9): 1239-1249.
- [24] SIMON C, VANBAREN P, EBBINI E. Motion compensation algorithm for non-invasive two-dimensional temperature estimation using diagnostic pulse-echo ultrasound[C]//*Proc SPIE, San Jose: The International Society for Optical Engineering*, 1998.

## Experimental Study for Noninvasive Monitoring of Hyperthermia Based on Ultrasonic Tissue Characterization of B-mode

REN Xin-ying, WU Shui-cai, ZENG Yi

(College of Life Sciences and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100022)

**Abstract:** The purpose of this paper is to study a kind of new ultrasonic method for hyperthermia monitoring. It is a noninvasive method based on ultrasonic tissue characterization of B-mode. The experiments were carried out on in-vitro animal tissues that were heated by hot water and microwave coagulation, and a series of B-mode ultrasonic images of liver were obtained over the temperature. Then the images were processed to extract some character parameters at different temperatures, and the temperature correlations of these ultrasonic tissue character parameters were calculated. It has been found that some parameters varied in accordance with the temperature changes in the heated tissues, and the average gray value in B-mode ultrasonic images of the heated liver has linear relation with the temperature. Experiment results show that this noninvasive technique is feasible.

**Key words:** hyperthermia; temperature monitoring; ultrasonic tissue characterization