

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/01 (2006.01)

G06F 17/13 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710018649.6

[43] 公开日 2008年2月20日

[11] 公开号 CN 101125088A

[22] 申请日 2007.9.11

[21] 申请号 200710018649.6

[71] 申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市咸宁路28号

[72] 发明人 周秦武 张晓博 邱俊莉 王斌  
张大龙

[74] 专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司  
代理人 张震国

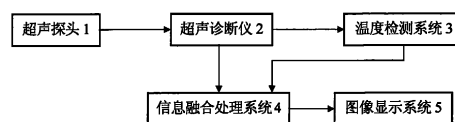
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

## [54] 发明名称

一种超声实时无损人体测温装置及测温方法

## [57] 摘要

一种超声实时无损人体测温装置及测温方法，以人体组织和穿越其中的超声声束的热学特性与声束路径上的温度增量在缓变时有较好的相关性，从而建立温度增量与回波信号在时域或频域的关系模型，并且通过在人体结构模型中建立 Pennes 生物热传导方程(BHTE)，采用基于非线性医学超声场的数值计算方法(如有限元/有限差分法)，对深层组织的温热系数进行实时动态标定，解决组织温度特性参数多变的困难，采取数值计算与超声检测结合的方法消除热-声透镜问题，采取温度信息与组织结构信息融合成像的方法直观地显示体内温度分布和结构分布。



1、一种超声实时无损人体测温装置，包括用于测量人体温度及图像的超声探头（1）以及与超声探头（1）相连接的用于接收超声探头（1）的超声回波信号的超声诊断仪（2），其特征在于：超声诊断仪（2）的输出分别接温度检测系统（3）和信息融合处理系统（4），且温度检测系统（3）的输出还与信息融合处理系统（4）的输入相连，信息融合处理系统（4）的输出端与图像显示系统（5）相连。

2、一种基于超声实时无损人体测温装置的方法，其特征在于：

首先，超声诊断仪（2）接收来自超声探头（1）的带有温度信息和图像信息的超声回波信号，并将结构图像信息传输到信息融合处理系统（4）作为信息融合的一个元素，同时将带有温度信息的回波信号送至温度检测系统（3）作为计算温度的数据依据；

其次，由于人体内组织温度变化与回波的时移和频移存在以下关系

$$\delta T(z) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta d(z)] = \frac{c_0(z)}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta t(z)] \quad (1)$$

$$\Delta T = \frac{1}{\frac{k}{2d_0} \left[ \frac{\partial c(T)}{\partial T} \Big|_{T=T_0} - \alpha(z)c_0 \right]} \cdot \Delta f_k(T) \quad (2)$$

式（1）中， $\delta T(z)$ 是温度分布值， $\delta d(z)$ 是温度改变引起的超声回波漂移的距离， $c_0(z)$ 是温度改变前位置 $z$ 处的超声速度， $\delta t(z)$ 是温度改变引起的超声回波时移， $\alpha(z)$ 是组织材料热膨胀系数， $\alpha(z) = (1/L)\partial L/\partial T$ （ $L$ 为组织尺度），其数值对人体脂肪、血管、肌肉等组织接近于 $1 \times 10^{-4}/^\circ\text{C}$ ， $\beta(z)$ 是声速的热膨胀系数， $\beta(z) = (1/c_0)\partial c/\partial T$ ，其值比 $\alpha(z)$ 略大一些；

式（2）中 $\Delta T$ 是温度改变量， $d_0$ 是组织平均散射子间距， $k$ 是谐波阶次， $\alpha(z)$ 、 $c_0$ 含义同上， $c(T)$ 为温度为 $T$ 时的超声速度；

---

通过在人体体表层中建立 *Pennes* 生物热传导方程 (*BHTE*), 采用基于非线性医学超声场的数值计算方法 (如有限元法/有限差分法), 实时动态标定深层组织的温热系数  $\alpha(z)$  和  $\beta(z)$ , 即组织材料热膨胀系数和声速的热膨胀系数, 在此基础上, 温度检测系统 (3) 提取回波时移或频移的信息, 根据 (1)、(2) 式得到  $z$  处温度的变化, 温度检测系统 (3) 将检测到的各点的温度信息送至信息融合处理系统 (4) 与之前的结构图像融合, 通过图像显示系统 (5) 显示。

## 一种超声实时无损人体测温装置及测温方法

### 技术领域

本发明涉及一种测温装置及方法，具体涉及一种超声实时无损人体测温装置及测温方法。

### 背景技术

目前，人体内温度测量的方法主要有有损测温和无损测温两类。

有损测温法是把热电偶等温度传感器插入待测部位直接进行测量，这种测量方法受外界干扰大，对组织有严重损伤，且得到的只是检测点的温度，难以测得实际的温度分布。因此，有损测温技术在实际临床应用中受到很大的限制，在恶性肿瘤热疗温度监控应用中还会引起癌变组织扩散。因此，基于超声波可实现的无损测温对临床体内温度监控有十分重要的意义。

无损测温方法主要有微波测温、核磁共振测温、电阻抗测温、温度场制计算和超声测温等方法。前几种方法都存在着高成本，计算复杂，不能实时检测等不足，而超声在医学诊断和治疗方面都有着广泛的应用，它具有成本低，穿透力强，时空分辨率高，实时性强，无辐射等优点。因此，基于超声声学特性参数与温度的相关性来获取组织温度信息的温度测温装置有望成为主流人体内部无损测温装置。

超声无损测温是医学超声领域的热点和难点，很多研究者都在研究开发新的测量温度和治疗监控的无损测温技术，如与频率相关的衰减分析，背向散射功率谱技术，声速和热膨胀等方法，这些超声测温方法各有其优点，但目前还都处于实验阶段，距临床应用还有着较大的距离。

利用声速的温度特性测量温度对于均匀介质可得到较满意的结果（*Singh*

*VR, Yadav S. Noninvasive measurement of temperature in ultrasonic hyper thermia [C]. IEEE Engineering in Medicine & Biology Society 10th annual International Conference, New Delhi, India, 1998. 0850-0851.*), 但对于实际生物组织, 其散射特性复杂且难于估计, 测量结果就会受到很大影响, 且难于解决; *Millerp (Naomi R. Miller; Jeffrey C. Bamber. Imaging of Temperature-induced Echo Strain: Preliminary in vitro Study to Assess Feasibility for Guiding Focused Ultrasound Surgery[J]. Ultrasound in Med. & Biol., 2004, 30(3) : 345-356.*) 等人利用超声应变的温度特性来预测组织温升, 给出了应变受热变化曲线而躲避了组织温度特性参数定征的困难, 这是一种温度间接估计方法, 软组织中的声衰减系数的温度系数比声速温度系数大10倍以上 (*Gertner MR, Worthington AE, Wilson BC, et al. Ultrasound imaging of thermal therapy in vitro liver [J]. Ultrasound in Medicine and Biology, 1998, 24(7):1023-1032.*), 由于受到组织散射和折射的影响, 使得组织声衰减系数测量精度很低; 利用超声的非线性参数的温度特性, 通过准确检测非线性参数进行温度估计的方法 (*Fukukita H, Ueno SI, Furuya N, et al. Noninvasive temperature measurement using ultrasound nonlinear effect [C]. Ultrasound nonlinear effect, Kawasaki, Japan. 1990. 663-665.*) 需要附加一个较大的超声声压扰动, 实验表明超声非线性参数的温度系数比声速的温度系数大, 因而可能获得较高的测量精度。

超声谐波频率的变化(回波频移)与生物组织温度的变化线性相关, *Seip (Seip R, Ebbini ES. Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound [J]. IEEE Trans BM E, 1995, 42(8) : 828-839.*) 等人通过对超声信号进行AR谱估计来求取组织温度变化引起的回波频移 $\Delta f$ , 从而估计出组织温度分布, *Amini (Ali Nasiri Amini, Ebbini ES. Noninvasive Estimation of Tissue Temperature Via High-Resolution Spectral*

*Analysis Techniques*[J]. *IEEE Trans BME*, 2005, 52(2) : 221-228.) 等研究小组提出了一种基于状态协方差理论的高分辨率谐波估计方法, 来提高回波频移分辨率, 从而提高温度估计的精度; 近年来, 利用生物组织的超声背向散射回波时移(回波信号的位置在时间轴上发生的位移)的温度相关性进行温度估计方法成为一种很有潜力的无损测温方法, Simon(Simon C, Vanbaren P, Ebbini ES. *Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound* [J]. *IEEE Trans UFFC*, 1998, 45 (4) : 1088-1099.) 诊断超声初步实现了均匀介质的二维温度场分布检测, 检测精度达 $0.25^{\circ}\text{C}$ , 空间分辨率达 $1\text{mm}$ 。Mathieu(Mathieu P., Mickael T., Jeremy B., et al. *Temperature Estimation Using Ultrasonic Spatial Compound Imaging*. *IEEE Trans UFFC*, 2004, 51(5): 606-615.) 在此基础上采用复合成像的方法增加成像序列图像减少热声透效应, 扩大了温度顾及区域, 提高了大区域范围内的温度精度。

国内学者王鸿樟(王鸿樟, 超声无损测温和相关研究, 声学技术, 2000(2), 50-52。)开展超声无损测温研究较早, 所提出的透射超声的无损测温精度在 $0.25^{\circ}\text{C}$ 以上。

上述这些超声测温方法在实验仿真方法中都取得了一些有益成果, 但也都面临着很大的难题需要解决, 如回波时移方法中的热-声透镜效应, 采用目前基于超声的方法都不能完全消除。又如超声测温前必须先测量相关组织的声特性和温度特性, 而组织声特性和温度特性因人、组织不同而不同, 这些问题严重的阻碍了超声无损测温技术的进一步发展, 对这些组织声、热特性参数的准确定征也是当前生物传热学领域的一个研究热点问题。

### 发明内容

本发明的目的在于克服上述现有技术的缺点, 提供了一种能够将获取的温度信息与诊断超声获得的组织结构信息融合成像以图像的方式同时得到体

内组织结构成像及相应位置的温度分布的超声实时无损人体测温装置及测温方法。

为达到上述目的，本发明的装置包括用于测量人体温度及图像的超声探头以及与超声探头相连接的用于接收超声探头的超声回波信号的超声诊断仪，超声诊断仪的输出分别接温度检测系统和信息融合处理系统，且温度检测系统的输出还与信息融合处理系统的输入相连，信息融合处理系统的输出端与图像显示系统相连。

本发明的测温方法为：首先，超声诊断仪接收来自超声探头的带有温度信息和图像信息的超声回波信号，并将结构图像信息传输到信息融合处理系统作为信息融合的一个元素，同时将带有温度信息的回波信号送至温度检测系统作为计算温度的数据依据；

其次，由于人体内组织温度变化与回波的时移和频移存在以下关系

$$\delta T(z) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta d(z)] = \frac{c_0(z)}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta t(z)] \quad (1)$$

$$\Delta T = \frac{1}{\frac{k}{2d_0} \left[ \frac{\partial c(T)}{\partial T} \Big|_{T=T_0} - \alpha(z)c_0 \right]} \cdot \Delta f_k(T) \quad (2)$$

式(1)中， $\delta T(z)$ 是温度分布值， $\delta d(z)$ 是温度改变引起的超声回波漂移的距离， $c_0(z)$ 是温度改变前位置 $z$ 处的超声速度， $\delta t(z)$ 是温度改变引起的超声回波时移， $\alpha(z)$ 是组织材料热膨胀系数， $\alpha(z) = (1/L) \partial L / \partial T$  ( $L$ 为组织尺度)，其数值对人体脂肪、血管、肌肉等组织接近于 $1 \times 10^{-4} / ^\circ\text{C}$ ， $\beta(z)$ 是声速的热膨胀系数， $\beta(z) = (1/c_0) \partial c / \partial T$ ，其值比 $\alpha(z)$ 略大一些；

式(2)中 $\Delta T$ 是温度改变量， $d_0$ 是组织平均散射子间距， $k$ 是谐波阶次， $\alpha(z)$ 、 $c_0$ 含义同上， $c(T)$ 为温度为 $T$ 时的超声速度；

通过在人体体表层中建立 Pennes 生物热传导方程 (BHTE)，采用基于非

线性医学超声场的数值计算方法（如有限元法/有限差分法），实时动态标定深层组织的温热系数 $\alpha(z)$ 和 $\beta(z)$ ，即组织材料热膨胀系数和声速的热膨胀系数，在此基础上，温度检测系统提取回波时移或频移的信息，根据（1）、（2）式得到 $z$ 处温度的变化，温度检测系统将检测到的各点的温度信息送至信息融合处理系统与之前的结构图像融合，通过图像显示系统显示。

本发明以人体组织和穿越其中的超声声束的热学特性与声束路径上的温度增量在缓变时有较好的相关性，从而建立温度增量与回波信号在时域或频域的关系模型，并且通过在人体结构模型中建立Pennes生物热传导方程（BHTE），采用基于非线性医学超声场的数值计算方法（如有限元/有限差分法），对深层组织的温热系数进行实时动态标定，解决组织温度特性参数多变的困难，采取数值计算与超声检测结合的方法消除热-声透镜问题，采取温度信息与组织结构信息融合成像的方法直观地显示体内温度分布和结构分布。

#### 附图说明

图1是本发明检测装置的结构示意图。

#### 具体实施方式

下面结合附图对本发明作进一步详细说明。

参见图1，本发明包括用于接受带有有用信息回波信号的超声探头1以及与超声探头1相连接的用于利用超声探头1的回波信号进行组织成像的超声诊断仪2，超声诊断仪2的输出分别接基于回波信号进行温度检测的系统3和信息融合处理系统4，且温度检测系统3的输出还与信息融合处理系统4的输入相连，信息融合处理系统4的输出端与图像显示系统5相连。

本发明的测温方法为：首先，超声诊断仪2接收来自超声探头1的带有温度信息和图像信息的超声信号，并将结构图像信息传输到信息融合处理系统4作为信息融合的一个元素，同时向人体组织发射超声波并接受回波，并将此

回波送至温度检测系统3作为计算温度的数据依据；

其次，由于人体内组织温度变化与回波的时移存在以下关系

$$\delta T(z) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta d(z)] = \frac{c_0(z)}{2} \left( \frac{1}{\alpha(z) - \beta(z)} \right) \frac{\partial}{\partial z} [\delta t(z)] \quad (1)$$

式(1)中， $\delta T(z)$ 是温度分布值， $\delta d(z)$ 是温度改变引起的超声回波漂移的距离， $c_0(z)$ 是温度改变前位置 $z$ 处的超声速度， $\delta t(z)$ 是温度改变引起的超声回波时移，是一个比超声回波信号周期还要小1~2个数量级的高频微弱信号，它的估计值对检测精度影响很大，本发明采用对超声回波复自相关函数的过零点位置的检测，精确分辨出温升变化引起的超声回波信号时间漂移，提高时间漂移估计的抗干扰能力； $\alpha(z)$ 是组织材料热膨胀系数， $\alpha(z) = (1/L) \partial L / \partial T$  ( $L$ 为组织尺度)，其数值对人体脂肪、血管、肌肉等组织接近于 $1 \times 10^{-4} / ^\circ\text{C}$ 。 $\beta(z)$ 是声速的热膨胀系数， $\beta(z) = (1/c_0) \partial c / \partial T$ ，其值比 $\alpha(z)$ 略大一些，这两个与声速和材料密切相关的参数对于各种基于超声的无损测温方法都是很重要的参数，一般可以通过给定模型温度，再测量声束特性参数的方法预先标定，本发明采用预先粗标定，检测过程中通过基于组织结构模型的生物传热方程的数值计算来精确标定。

上述基于时间域的测温方法对超声声速变化不大的情况下是有效的，但在HIFU应用中由于病变组织凝结坏死，引起加热区声传播特性失真，产生所谓的热-声透镜效应，使病变组织后边的区域温度测量出现很大的波动，现有的滤波方法、多角度复合成像方法减轻这种波动的效果并不明显。

在离散散射子模型中假设回波信号是由各个散射子对射入脉冲的反射、漫射信号叠加形成的，当分辨单元中存在散射子时，回波信号的功率谱在与平均散射子间距相关的谐波频率处存在峰值，当组织温度发生变化时，其温度变化量与谐波频移有如下面所示的正比关系：

$$\Delta T = \frac{1}{\frac{k}{2d_0} \left[ \frac{\partial c(T)}{\partial T} \Big|_{T=T_0} - \alpha(z)c_0 \right]} \cdot \Delta f_k(T) \quad (2)$$

式  $\Delta T$  是温度改变量，中  $d_0$  是组织平均散射子间距， $k$  是谐波阶次， $\alpha(z)$ 、 $c_0$  含义同上， $c(T)$  为温度为  $T$  时的超声速度。

在时域和频域得到温度变化的方法各有优劣，因此对同一待测区域分别使用两种方法，并综合两种方法的结果，得出更加准确的温度变化值，达到优化的目的。

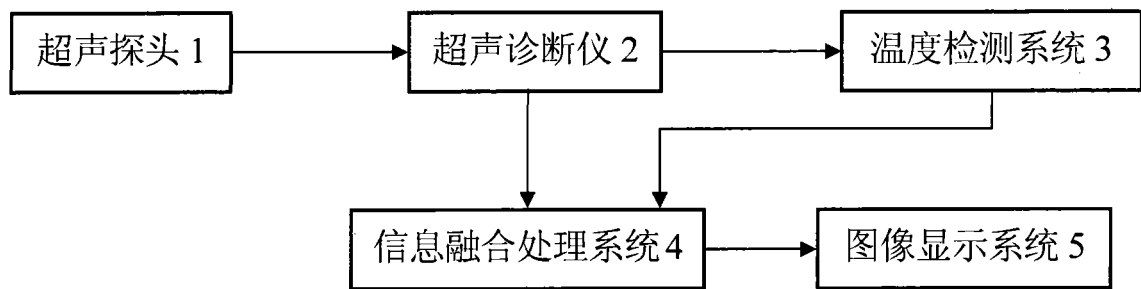
通过在人体体表层中建立 *Pennes* 生物热传导方程 (*BHTE*)，采用基于非线性医学超声场的数值计算方法 (如有限元法/有限差分法)，可实时动态标定深层组织的温热系数  $\alpha(z)$  和  $\beta(z)$ ，即组织材料热膨胀系数和声速的热膨胀系数。在此基础上，温度检测系统 3 提取回波时移或频移的信息根据 (1)、(2) 式得到  $z$  处温度的变化，温度检测系统 3 将检测到的各点的温度信息送至信息融合处理系统 4 与之前的结构图像融合，通过图像显示系统 5 显示。

本发明通过检测诊断超声回波信号，分别在时域和频域对其进行分析，利用回波时移和谐波频移与组织温度的相关性，从较精细组织模型入手，研究生物组织传热学理论和组织温度无损检测与数值计算方法，解决人体组织温热特性参数实时动态定征等关键问题，最终构建一套完整的超声无损检测深层组织温度的实验应用系统。

本发明采用诊断超声无损测量温度分布是建立在如下事实基础之上的：生物组织是由离散的散射子组成，组织中的平均散射子间距是组织温度的函数。组织温度改变会引起散射子位置的改变，而传播媒质的热扩散又会引起局部组织的物理位移，其作用共同表现为穿越组织的超声波束的回波在时间域上表现为沿声束传播方向上回波信号发生的时间漂移，在频率域上则表现为谐波频率极值位置的偏移。

---

本发明的诊断超声实时无损温度分布检测的装置，预期能实现温度测量精度达到 $0.25^{\circ}\text{C}$ 以上，空间分辨率 $1\text{mm}$ 以上，为临床上各种深层组织热治疗方法提供一套切实可行的温度分布、结构损伤形状的实时监控手段和设备，使进一步定量研究人体组织传热特性和传热机制成为可能。



专利名称(译)	一种超声实时无损人体测温装置及测温方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101125088A</a>	公开(公告)日	2008-02-20
申请号	CN200710018649.6	申请日	2007-09-11
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	周秦武 张晓博 邱俊莉 王斌 张大龙		
发明人	周秦武 张晓博 邱俊莉 王斌 张大龙		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/01 G06F17/13		
代理人(译)	张震国		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种超声实时无损人体测温装置及测温方法，以人体组织和穿越其中的超声声束的热学特性与声束路径上的温度增量在缓变时有较好的相关性，从而建立温度增量与回波信号在时域或频域的关系模型，并且通过在人体结构模型中建立Pennes生物热传导方程(BHTE)，采用基于非线性医学超声场的数值计算方法(如有限元/有限差分法)，对深层组织的温热系数进行实时动态标定，解决组织温度特性参数多变的困难，采取数值计算与超声检测结合的方法消除热 - 声透镜问题，采取温度信息与组织结构信息融合成像的方法直观地显示体内温度分布和结构分布。

