

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61B 10/00 (2006.01)

A61B 19/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710052685.4

[43] 公开日 2007年12月19日

[11] 公开号 CN 101088454A

[22] 申请日 2007.7.11

[21] 申请号 200710052685.4

[71] 申请人 武汉昊博科技有限公司

地址 430076 湖北省武汉市东湖开发区关东科技园华光大道18号高科大厦5018室

[72] 发明人 李凯扬

[74] 专利代理机构 武汉开元专利代理有限责任公司
代理人 朱盛华

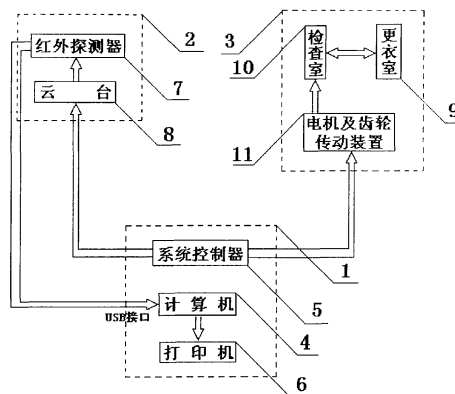
权利要求书1页 说明书8页 附图8页

[54] 发明名称

医学热层析成像系统

[57] 摘要

医学热层析成像系统，涉及一种由人体表面温度分布，分析得到人体内部热源信息的设备。由用电缆相连的中央控制与处理单元、信号采集单元和检查单元组成，中央控制与处理单元由计算机、系统控制器和打印机组成，信号采集单元由非致冷焦平面红外探测器和云台组成，非致冷焦平面红外探测器固定在云台上，检查单元由检查室和电机及齿轮传动装置等组成。本发明通过红外热成像过程获得人体表面的温度分布状态，然后应用 Pennes 方程从体表温度分布得到体内深层热源的信息，通过体内热源信息与疾病间的内在联系和规律进行疾病的诊断，可对药物疗效进行快速评估。本发明已用于乳腺、肝脏、心脑血管、微循环、甲状腺、糖尿病等疾病的诊断和癌症的早期论断。



1、医学热层析成像系统，其特征在于由中央控制与处理单元（1）、信号采集单元（2）和检查单元（3）三部分组成，其中：中央控制与处理单元（1）由计算机（4）、系统控制器（5）和打印机（6）组成，信号采集单元（2）由非致冷焦平面红外探测器（7）和云台（8）组成，非致冷焦平面红外探测器固定在云台上，检查单元（3）由检查室（10）中的旋转底盘和电机及齿轮传动装置（11）组成，非致冷焦平面红外探测器（7）的信号输出端与计算机的 USB 接口相连，系统控制器（5）与云台（8）和电机及齿轮传动装置（11）的永磁同步齿轮减速电机相连。

医学热层析成像系统

技术领域

本发明涉及一种由人体表面温度分布，分析得到人体内部热源信息的设备。

背景技术

人体是一个天然生物发热体，其辐射本领与绝对温度 310K 的黑体相似，其峰值波长是 $9.348 \mu\text{m}$ 。根据斯忒藩玻耳兹曼定律 $M_b = \sigma T^4$ ，只要测出人体辐射能量就能得出人体的温度。

正常人体的温度分布具有一定的稳定性和对称性。由于解剖结构、组织代谢、血液循环及神经状态的不同，机体各部位形成不同的温度场。当局部存在疾患或功能发生改变时，该处血流和细胞代谢发生变化，导致局部温度偏高或偏低。如果全身或局部温度偏离正常，提示可能存在疾病或损伤。因此，温度是观察与衡量人体机能正常与否的最常用指标之一，获取并分析全身或局部温度是一种十分重要的临床诊断手段。

红外热像仪在医学领域的应用是通过记录、显示人体体表温度分布，并结合人体解剖结构、组织代谢、血液循环及神经状态等异常变化将导致局部体表温度改变的特点来进行疾病诊断的。但是由于体表温度不能够真实反映体内温度场，从而导致诊断准确率不高，人体三维温度场的无损重构是解决问题的有效方法，也是医学界和工程界公认的难题和亟待解决的关键技术。人们普遍认为结合红外热像仪获得的体表温度数据并利用合理的生物传热模型进行生物体三维温度场的无损重构是最具应用前景的。

1948 年，Pennes 等人提出了 Pennes 生物热传导方程：

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) + w_b \rho_b c_b (T_a - T) + Q_m$$

式中 $T(x, y, z)$ 是体内温度场分布函数， ρ 、 c 是机体的密度和热容率， k 是热传导系数， w_b 、 ρ_b 、 c_b 是血液灌注率、血液密度、血液热容率， T_a 是动脉血温度， Q_m 是体内新陈代谢的热量。

在生物传热研究和应用领域内，人们普遍认为：Pennes 方程是迄今为止所有生物传热模型中最为合适的。但该方程为二阶含时偏微分方程，再加上体表复杂的边界条件使得该方程几乎不可能得到解析解。除 Pennes 生物传热模型外，其它的生物传热模型还有：热—电模拟的方法[1][2]，电路模拟的方法[3][4]，球形介质温度分布模拟的方法[5]等。这些生物传热模型的特点都是完全脱离了 Pennes 方程，直接建立各自简单的生物传热模型，虽然模型简单便于求解，但其物理原理和生理机理值得探讨。

发明内容

本发明的目的是针对上述现状，旨在提供一种通过红外热成像过程获得人体表面的温度分布状态，然后应用 Pennes 方程从体表温度分布得到体内深层热源的信息，通过体内热源信息与疾病间的内在联系和规律进行疾病诊断的医学热层析成像系统。

本发明目的的实现方式为，医学热层析成像系统，由中央控制与处理单元 1、信号采集单元 2 和检查单元 3 三部分组成，其中：中央控制与处理单元 1 由计算机 4、系统控制器 5 和打印机 6 组成，信号采集单元 2 由非致冷焦平面红外探测器 7 和云台 8 组成，非致冷焦平面红外探测器固定在云台上，检查单元 3 由检查室 10 中的旋转底盘和电机及齿轮传动装置 11 组成，非致冷焦平面红外探测器 7 的信号输出端与计算机的 USB 接口相连，系统控制器与云台 8 和电机及齿轮传动装置 11 的永磁同步齿轮减速电机相连。

本发明通过红外热成像过程获得人体表面的温度分布状态，然后应用 Pennes 方程从体表温度分布得到体内深层热源的信息，通过体内热源信息与疾病间的内在联系和规律进行疾病诊断。

本发明提供并反映了机体组织的功能性变化，所以可进行疾病的早期预测，也可对药物疗效进行快速评估。在乳腺癌的早期诊断、SARS、甲状腺癌、胰腺癌、肠癌、食道癌、肺病和肺癌、肝癌和肝脏疾病、妇科肿瘤、胃肠疾病、糖尿病、软组织损伤、前列腺肥大、心血管疾病、脑血管疾病、微循环系统、神经系统等领域具有极其广泛而重要的应用价值。

附图说明

图 1 是本发明结构示意图

图 2 是非致冷焦平面红外探测器的结构示意图

图 3 是系统控制器的云台控制电路图

图 4 a、b 是永磁同步齿轮减速电机工作电路图

图 5 是系统控制器的控制面板示意图，

图 6 是机体内部和机体表面及其坐标系示意图

图 7a、b、c、d 是机体内部相同热源强度、不同热源深度条件下的体表二维温度分布图和三曲线叠加一维温度分布图

图 8 是机体内部热源强度不变，热源深度与体表温度分布线型的线宽对应关系示意图

图 9 是机体内部有一个点热源，热源强度为 5W，热源深度为 5cm 的 $x \sim q$ 曲线

图 10 a、b、c 是本发明应用于临床的恶性肿瘤典型 $x \sim q$ 曲线之一

图 11 a、b 是本发明应用于临床的恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线之二

图 12 a、b 是本发明应用于临床的恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线之三

图 13 a、b 是本发明应用于临床的恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线之四

图 14a、b 是本发明应用于临床的正常乳腺的典型 $x \sim q$ 曲线

图 15a、b 是本发明应用于临床的纤维瘤的 $x \sim q$ 曲线

图 16a、b 是本发明应用于临床的囊肿的 $x \sim q$ 曲线

图 17a、b 是本发明应用于临床的增生病的 $x \sim q$ 曲线

图 18a、b 是本发明应用于临床的炎症的 $x \sim q$ 曲线之一

图 19a、b 是本发明应用于临床的炎症的 $x \sim q$ 曲线之二

图 20a、b 是本发明应用于临床的肉芽肿乳腺炎的 $x \sim q$ 曲线

具体实施方式

参照图 1, 本发明由中央控制与处理单元 1、信号采集单元 2 和检查单元 3 三部分组成, 其中: 中央控制与处理单元 1 由计算机 4、系统控制器 5 和打印机 6 组成, 信号采集单元 2 由非致冷焦平面红外探测器 7 和云台 8 组成, 非致冷焦平面红外探测器固定在云台上, 检查单元 3 由更衣室 9、检查室 10 和电机及齿轮传动装置 11 组成, 非致冷焦平面红外探测器的信号输出端与计算机的 USB 接口相连, 系统控制器 5 与云台 8 和电机及齿轮传动装置 11 的永磁同步齿轮减速电机相连。云台 8 是市面上常用的云台。

参照图 2, 本发明的红外探测器采用市面上已有的非致冷焦平面红外探测器 7。人体辐射源的红外线经红外光学镜头聚焦后, 进入红外焦平面阵列, 制冷器为红外焦平面阵列制冷, 保障其在工作温度范围内正常工作, 红外焦平面阵列由控制系统控制, 将红外信号转换为电信号, 电信号经前置放大器放大后再经 A/D 转换器转换成数字信号, 数字信号经过温度效验和去除红外焦平面阵列上的盲点等测温处理后直接输出温度数字信号, 输出的温度数字信号通过计算机 USB 接口输入计算机并经过处理后得到体表的温度分布数据, 同时以热图的形式显示在显示器上, 应用热层析成像系统软件中从体表温度分布得到体内深层热源信息的热层析功能, 通过计算机软件依据体表的温度分布数据计算并显示出 $x \sim q$ 曲线, 通过打印机打印出包含 $x \sim q$ 曲线的诊断报告。

系统控制器 5 的控制电路由图 3 所示的云台控制电路和图 4 a、b 所示的永磁同步齿轮减速电机工作电路组成。

参照图 3、5, 云台控制电路有电源开关 S1, 云台的自动、手动控制开关 S2。云台内有两对带动红外探测器上下、左右运动的双向交流电动机, 电机电源为交流 24 伏。而每对双向电机由两只旋转方向相反的爪极式交流电机(图中 M1、M1' 或 M2、M2')组合成一体的同轴双向电机。市电经变压器 B 降压为 24 伏, 给云台内电机供电。当 S2 接至 K2 时, 分别按下开关 S5 或 S6, 云台将左、右旋转, 分别按下开关 S7 或 S8, 云台将上、下转动。无论水平或上下转动, 当旋转到尽头时, 相应的限位开关 SY1~SY4 将被触碰而断开切断电源, 停止旋转。此时必须按动相反方向旋转的开关, 才能继续工作。当开关 S2 接至 K1 时, 云台进行水平旋转运动, 但上下转动仍由手动控制。这样,

系统控制器 5 可控制云台并带动非致冷焦平面红外探测器 7 根据探测人体部位的不同, 由两对电机 M 带动作上、下或左、右运动。

参照图 4 a、图 5, 接通电机电源开关 S3, 开启并选择电机转向开关 S4, 电机通过齿轮传动装置带动检查室中的旋转底盘承载被检查者顺时针或逆时针旋转, 以方便探测人体的不同部位。参照图 4b、图 5, 电机由两组线圈组成, 为实现电机 M 顺时针或逆时针的转向, 电机的两组线圈的两个引线的连接方式是: 每组线圈的一根引线接在一起, 与电源开关 S3 连接, 另一根引线分别接电机转向开关 S4 两个不同的接点。

医学热层析成像系统实现从体表温度分布得到体内深层热源信息的方法是:

首先将 Pennes 生物热传导方程: $\rho c \frac{\partial T}{\partial \tau} = \nabla \cdot (k \cdot \nabla T) + w_b \rho_b c_b (T_a - T) + Q_m$ 中的血流项 $w_b \rho_b c_b (T_a - T)$ 和代谢率项 Q_m 合并为统一的内热源项 q , 同时假设热传导系数 k 为一常数, 则将 Pennes 生物热传导方程简化为: $k \cdot \nabla^2 T + q = \rho c \frac{\partial T}{\partial \tau}$, 当温度场达到稳定状态时, 即温度不随时间而变化, 则 $\frac{\partial T}{\partial \tau} = 0$ 。因此得出稳态的热传导微分方程是: $k \cdot \nabla^2 T + q = 0$ 。其中 ∇^2 是拉普拉斯算符, T 是机体组织的温度场函数, q 是机体内热源的强度。 $\frac{\partial T}{\partial \tau}$ 是温度场函数对时间的导数。

机体病变区域将比正常区域产生过余的热量, 视为热传导方程中的内热源。如果病变区域本身不是很大, 或病变区域的大小相对于病变区域距体表的距离来说可以忽略, 那么病变区域的热源可以视为点热源, 写为 $q \cdot \delta(r)$, 故机体内有病变热源的稳态热传导方程可写为: $\nabla^2 T = -\frac{1}{k} q \cdot \delta(r)$ 。

设点热源的热量由体内传导到体表, 忽略机体本身的温度控制特性且体表的温度没有任何限制, 在三维无限空间内传递热量, 具有球对称性, 建立如图 6 所示的球坐标系, 将坐标原点 0 设在点热源 12 处, 体内 13 及体表 14 任意一点的位置可用 (r, θ, ψ)

表示。则有内热源的稳态热传导方程为: $\frac{1}{r^2} \cdot \frac{d}{dr} \left(r^2 \cdot \frac{dT}{dr} \right) = -\frac{q}{k} \cdot \delta(r)$, 解方程:

1、当 $r \neq 0$ 时, 方程变为: $\frac{1}{r^2} \cdot \frac{d}{dr} \left(r^2 \cdot \frac{dT}{dr} \right) = 0$, 其解为: $T = -\frac{C}{r} + D$ (C 和 D 都是常数), 不失一般性, 取 $T = -\frac{C}{r}$;

2、当 $r = 0$ 时, 对方程: $\nabla^2 T = -\frac{1}{k} q \cdot \delta(r)$ 的两边做体积分得:

$\iiint \nabla^2 T dv_\varepsilon = -\frac{q}{k} \cdot \iiint \delta(r) dv_\varepsilon = -\frac{q}{k}$ ，其中积分体积是以坐标原点 0 为球心，以任意小的正数 ε 为半径的球体。另一方面，由高斯定理：
 $\iiint \nabla^2 T dv_\varepsilon = \oiint \nabla T \cdot ds_\varepsilon = \oiint \frac{\partial T}{\partial n} \cdot ds_\varepsilon = \oiint \frac{C}{r^2} \cdot ds_\varepsilon = \frac{C}{\varepsilon^2} \cdot 4\pi\varepsilon^2 = -\frac{q}{k}$ ，得： $C = -\frac{q}{4\pi k}$ ，带入 $T = -\frac{C}{r}$ 式，就得到了点内热源稳态热传导方程的解： $T = \frac{q}{4\pi kr}$ 。

由于内部点热源在机体表面垂点 15 的温度最高，以点热源为原点 0 建立如图 6 所示的直角坐标系。点内热源距机体表面垂点 H 的距离为 h ，体表上任意点 P16 的位置为 $P(x, y, h)$ ，则任意点距体内热源的半径 $r = \sqrt{h^2 + x^2 + y^2}$ ，因此得出机体表面的温度分布表达式： $T(x, y) = \frac{q}{4\pi kr} = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2 + y^2}}$ 。

图 7a、b、c 表示机体内部点热源在相同热源强度 5W、三种不同热源深度分别为 1cm、5cm、7cm 条件下的体表二维温度分布。图 7d 表示图 7a、b、c 三曲线叠加的一维温度分布。

实际应用中，已知体表的温度分布 $T(x, y)$ ，体内热源的深度 h 和强度 q 信息是未知量，从体表的温度分布得到体内热源的深度和强度信息的具体步骤是：从已知表面温度分布得到体表最高温度点 $H(0, 0, h)$ 的温度： $T(0, 0) = \frac{q}{4\pi kh}$ 和体表任意点

$P(x, y, h)$ 的温度： $T(x, y) = \frac{q}{4\pi kr} = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2 + y^2}}$ ，两式相除得：

$$\frac{T(0, 0)}{T(x, y)} = \frac{\sqrt{h^2 + x^2 + y^2}}{h} \quad , \quad \text{因此} \quad , \quad h = \frac{\sqrt{x^2 + y^2} \cdot T(x, y)}{\sqrt{T^2(0, 0) - T^2(x, y)}} \quad , \quad \text{故}$$

$q = 4\pi k \cdot T(0, 0) \cdot \frac{\sqrt{x^2 + y^2} \cdot T(x, y)}{\sqrt{T^2(0, 0) - T^2(x, y)}}$ 。这样，由体表的温度分布 $T(x, y)$ 可以得到体内

热源的深度 h 和强度 q 信息。

由 $T(x, y) = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2 + y^2}}$ 式可知，当 $q = 0$ 时， $T(x, y) = 0$ ，表明生物体无内热源时，体表温度处处为零。但是，在一般情况下，当生物体内无热源且与外界环境温度 T_0 达到热平衡时，体表温度应该处处与环境温度 T_0 相同。因此，体表二维温度分

布表达式应该修正为：
$$T(x,y) = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2 + y^2}} + T_0$$

由上式可知，体表温度是以(0,0,h)点呈中心对称分布的。因此，在实际应用中只需把二维分布简化成一维分布来处理。

参照图 8，人体组织 17 内部点热源形成的体表温度呈中心对称并为线型分布。热源 h 由浅入深（由 2cm—7cm）变化时，其线型的线宽（如半高宽）逐渐增加，表示内热源对体表温度的影响范围逐渐变广。因此，以体表最高温处为中心，通过对该中心点不同范围的温度分布进行分析可以获得体内对应于不同深度的热源强度信息。

以一维体表温度分布 $T(x) = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2}} + T_0$ 为例：以 $x=0$ 点为中心， x 取值范围由小到大时分别对温度曲线进行拟合得到不同 x 值所对应的 q 值，即： $x \sim q$ 曲线。由于 x 值越大，对应的体表温度范围越广，代表拟合得到的 q 值对应的热源深度越深。这样， $x \sim q$ 曲线即表示以 $x=0$ 为中心点由体表向内逐层深度的热源分布状态。

图 9 表示体内有一个点热源，热源强度 q 为 5W，热源深度 h 为 5 cm 时，当 x 取不同值代表的体表范围，由 $T(x) = \frac{q}{4\pi k \cdot \sqrt{h^2 + x^2}}$ 给出一维体表温度分布 $x \sim q$ 曲线。

可见，生物体内有一个异常点热源时的 $x \sim q$ 曲线为一个典型的抛物线。

反映人体内部不同热源分布状态的体表温度分布对应于不同的 $x \sim q$ 曲线。当人体内部局部组织发生生理和病理变化（包括良性和恶性病变）时，会呈现出不同特征的 $x \sim q$ 曲线，因此，通过分析 $x \sim q$ 曲线特征即可临床诊断疾病。

本发明在武汉大学人民医院和湖北省肿瘤医院作了乳腺病临床试验，总病例 294 例，其中恶性肿瘤 141 例，良性病变 153 例，试验结果见下表：

病种	诊断符合例 (%)	诊断不符合例 (%)	总例数
乳癌	126 (89.4)	15 (10.3)	141
良性肿瘤	49 (89.1)	6 (10.9)	55
增生病	71 (88.7)	9 (11.3)	80
炎症	15 (83.3)	3 (16.7)	18
合计	261 (88.8)	33 (11.2)	294

说明：1、乳腺癌与良性肿瘤均有病理诊断；

2、增生病 9 例有病理诊断；

3、炎症 5 例有病理诊断。

临床试验的敏感性、准确性、特异性结果为：

$$\text{敏感性} = \frac{\text{真阳性}}{\text{真阳性} + \text{假阴性}} = \frac{126}{126 + 15} = 89.4\%$$

$$\text{准确性} = \frac{\text{真阳性} + \text{真阴性}}{\text{总病例数}} = \frac{126 + 135}{294} = 88.8\%$$

$$\text{特异性} = \frac{\text{真阴性}}{\text{真阴性} + \text{假阳性}} = \frac{135}{135 + 18} = 88.2\%$$

根据生物体热传导规律和生物热传导模型的研究，结合图 8 的生物体内异常点热源的 $x \sim q$ 曲线特征和临床试验数据，讨论应用医学热层析成像系统得到的 $x \sim q$ 曲线与不同乳腺疾病（包括癌症）的关系。

一、恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线有以下四种：

1、如图 10a、b、c 所示，恶性肿瘤的典型 $x \sim q$ 曲线呈抛物线，曲线的主要部分在 30 度与 45 度之间，抛物线的最高点多在 45 度线之内，少数高出 45 度线。

2、如图 11a、b 所示，曲线在 30 度与 45 度之间近似呈直线走势。

3、如图 12a、b 所示，曲线起始部分为抛物线，在 30 度与 45 度之间，后半部分偏离抛物线，或呈趋于水平走势或趋于高抬走势。

4、如图 13a、b 所示，曲线紧贴 30 度线近似呈直线走势。

前三种曲线为恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线，第四种曲线为可疑恶性肿瘤 $x \sim q$ 曲线。

本组病例中 141 例恶性肿瘤呈图 10 的曲线的有 90 例，占 63.8%；良性肿瘤、增生及炎症共 135 例中呈图 10 的曲线的只有 7 例，占 5.2%，两组有显著差异。说明乳腺恶性肿瘤的 $x \sim q$ 曲线呈抛物线并位于 30 度于 45 度之间，有诊断恶性肿瘤的统计学价值。

二、正常乳腺、部分良性肿瘤、增生及炎症的 $x \sim q$ 曲线特征：

1、正常乳腺的典型 $x \sim q$ 曲线呈低平缓、水平走势，如图 14a、b 所示。

2、部分良性肿瘤、增生病的典型 $x \sim q$ 曲线走势一般都在 30 度区域，其中：纤维瘤如图 15a、b 所示；囊肿如图 16a、b 所示；增生病如图 17a、b 所示。

3、参见图 18a、b，炎症的典型 $x \sim q$ 曲线或走势或在 30 度区域内，或走势在 45 度以上区域（如图 19a、b 所示），特别是部分肉芽肿乳腺炎走势在 30 度与 45 度之间（见图 20a、b），其与恶性肿瘤曲线相似，应予以特别注意。

参 考 文 献

- [1] Z. Liu, C. Wang, Method and Apparatus for Thermal Radiation Imaging, United States Patent: 6,023,637, 2000
- [2] H. Qi, P. T. Kuruganti, and Z. Liu, Early Detection of Breast Cancer Using Thermal Texture Mapping, In IEEE Symposium on Biomedical Imaging: Macro to Nano, Washington, D. C., July, 2002
- [3] Z. Zhang, G. Jiang, Fundamental Theoretic Research of Thermal Texture Maps - Simulation and Analysis of the Relation between the Depth of Inner Heat Source and Surface Temperature Distribution in Isotropy Tissue. Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004
- [4] G. Jiang, Z. Zhang, A Circuit Simulating Method for Heat Transfer Mechanism in Human Body, Proceeding of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004
- [5] D. Guo, J. Wang, The Study about the Temperature Distributing of the Sphere Medium Surface, Proceeding of the 26th Annual International Conference of IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004

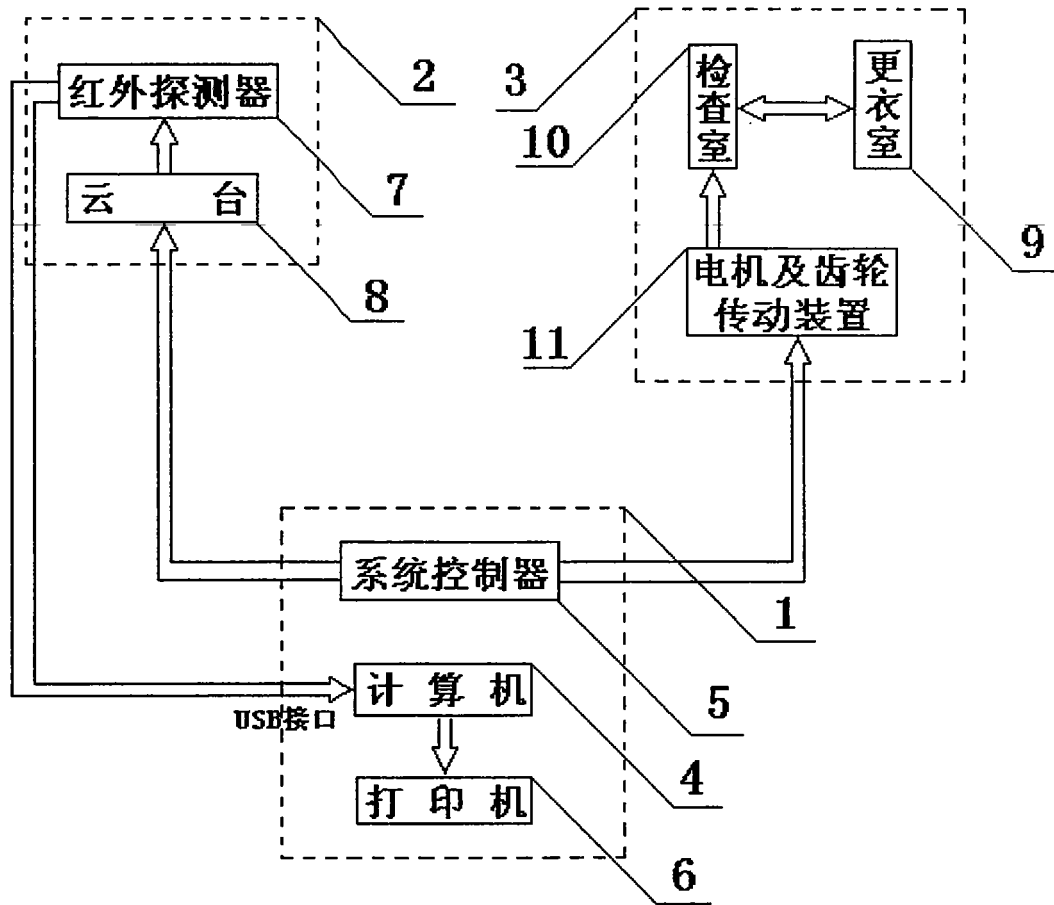


图 1

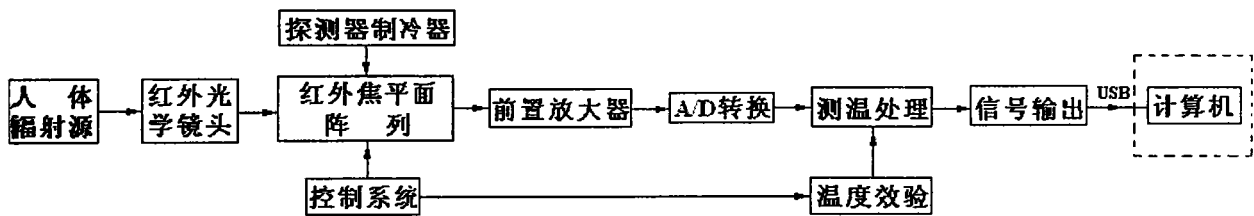


图 2

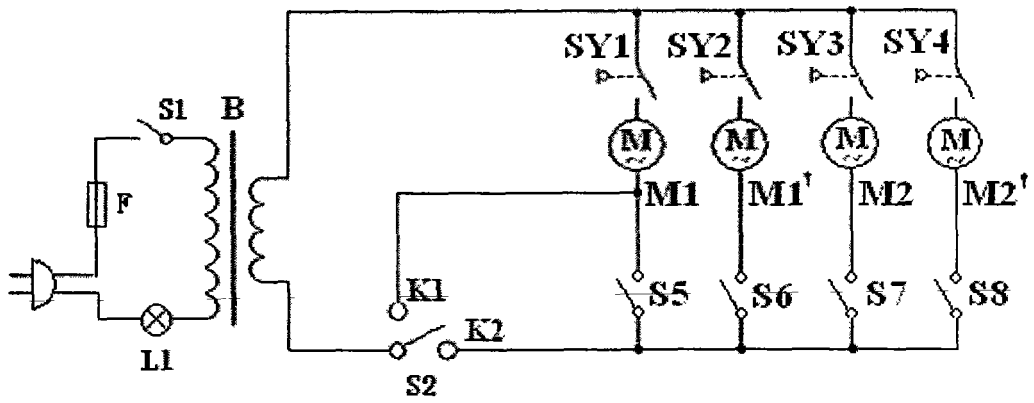


图 3

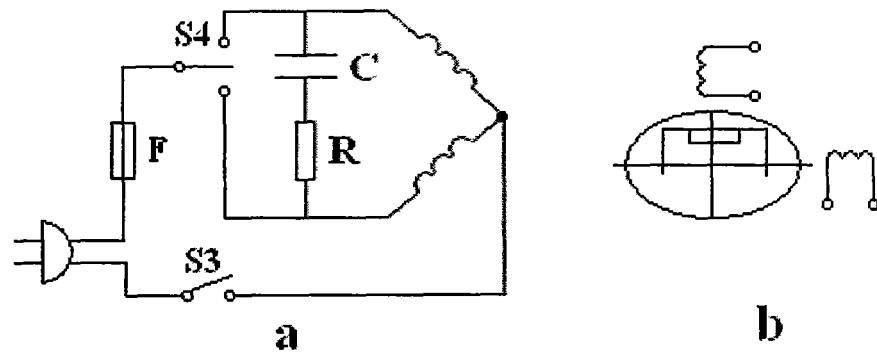


图 4

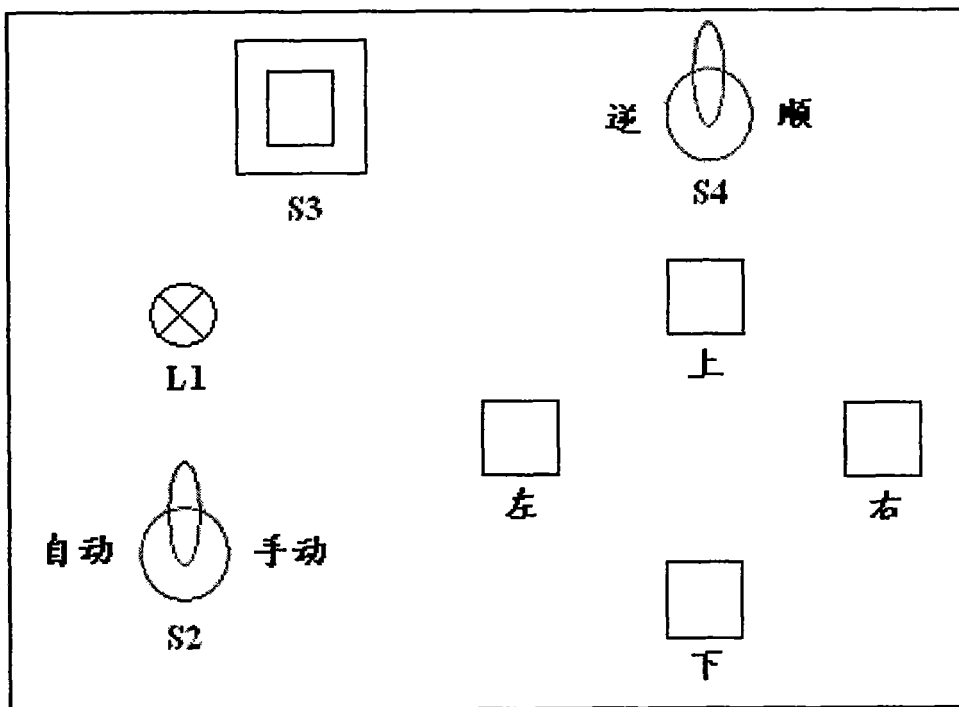


图 5

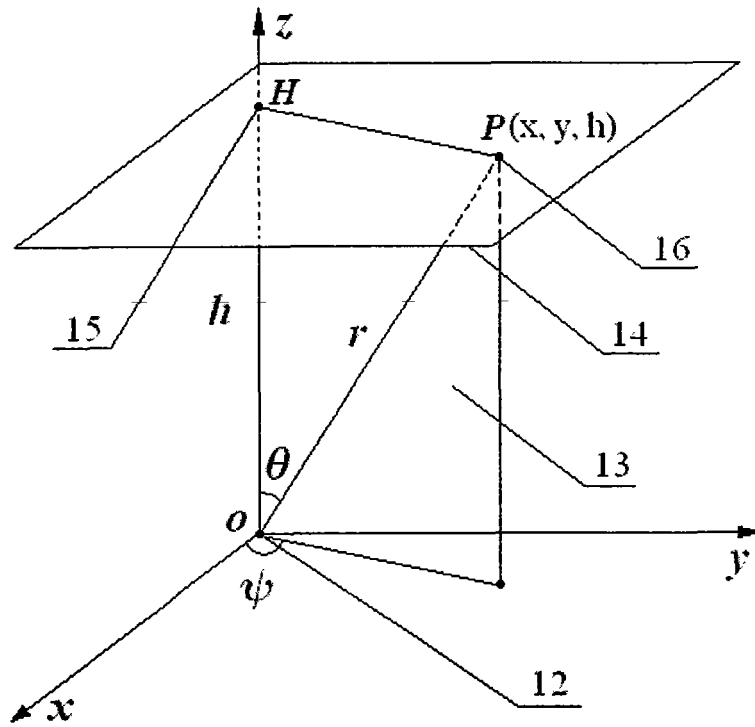


图 6

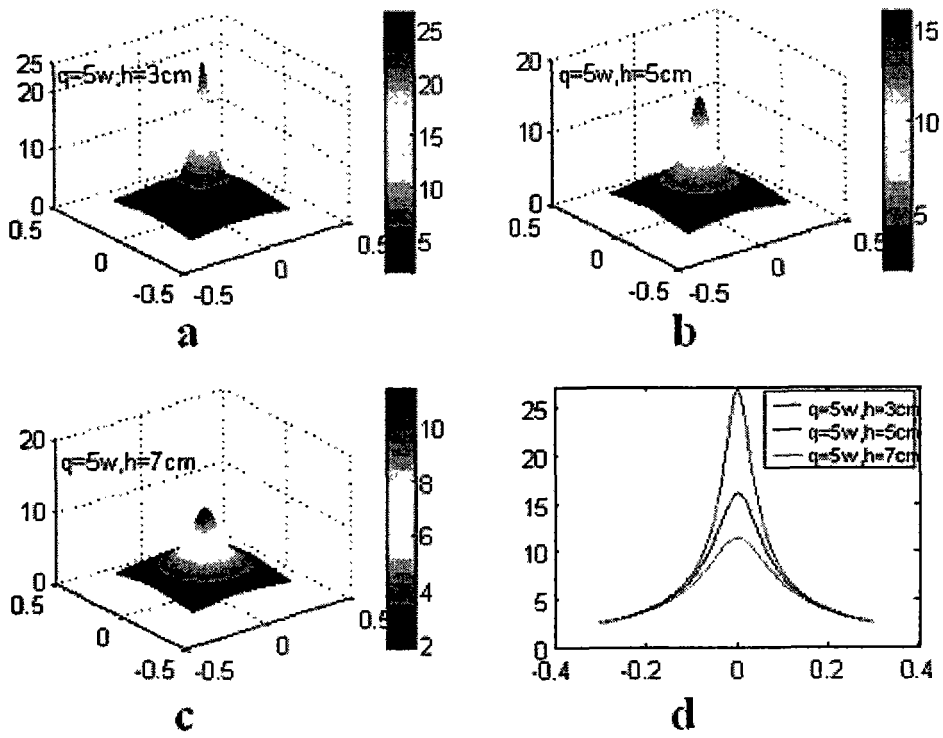


图 7

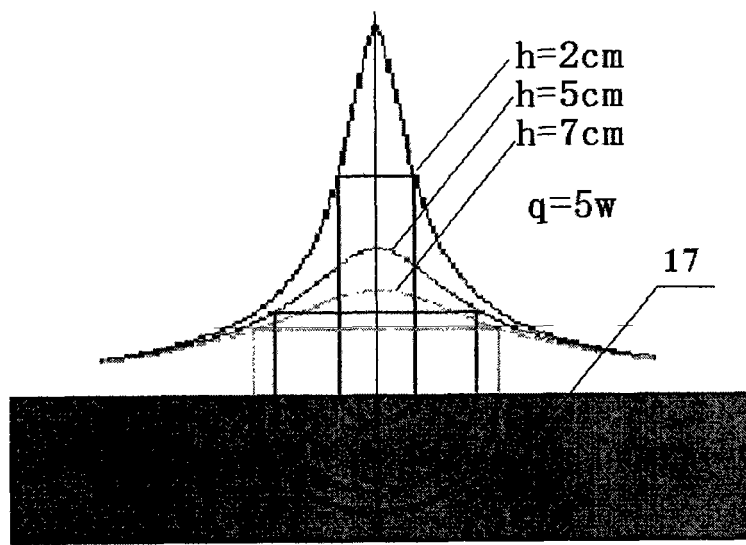


图 8

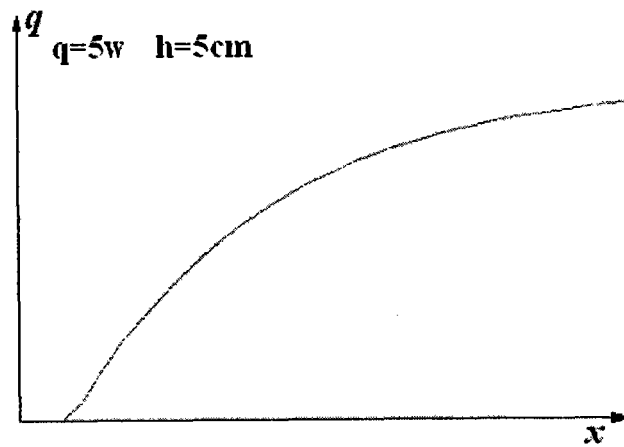


图 9

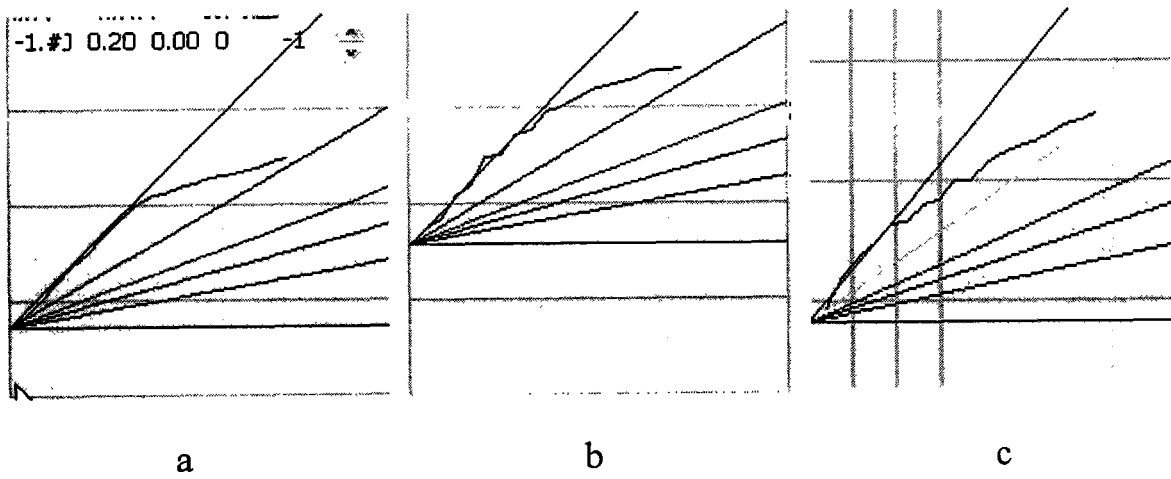


图 10

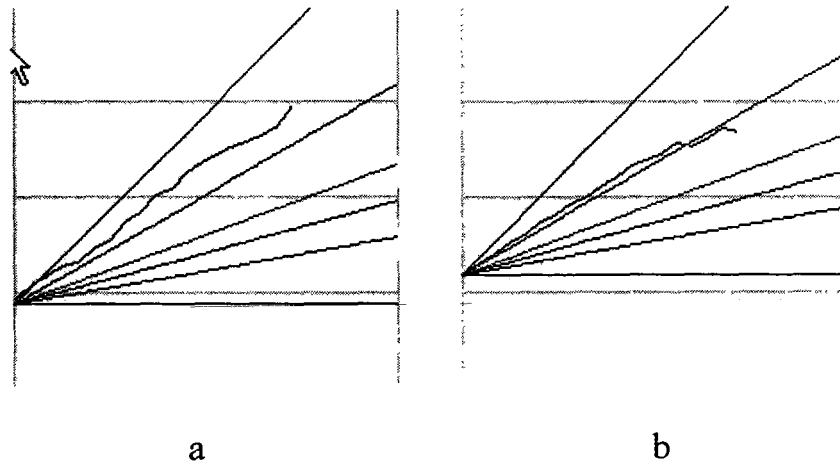


图 11

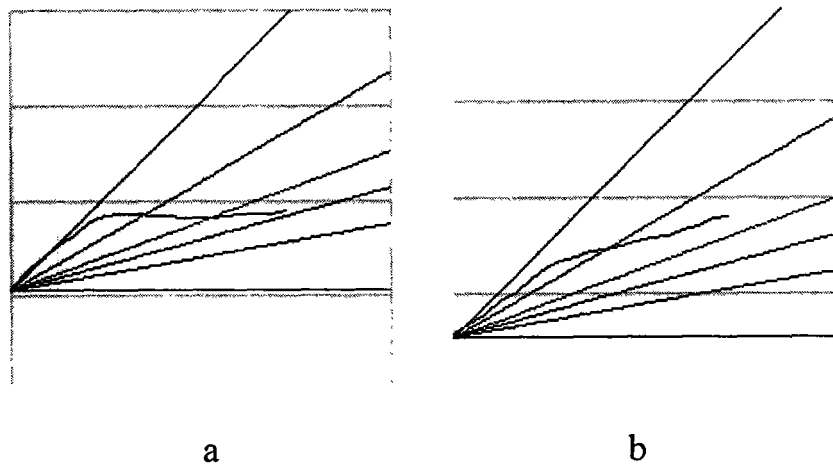


图 12

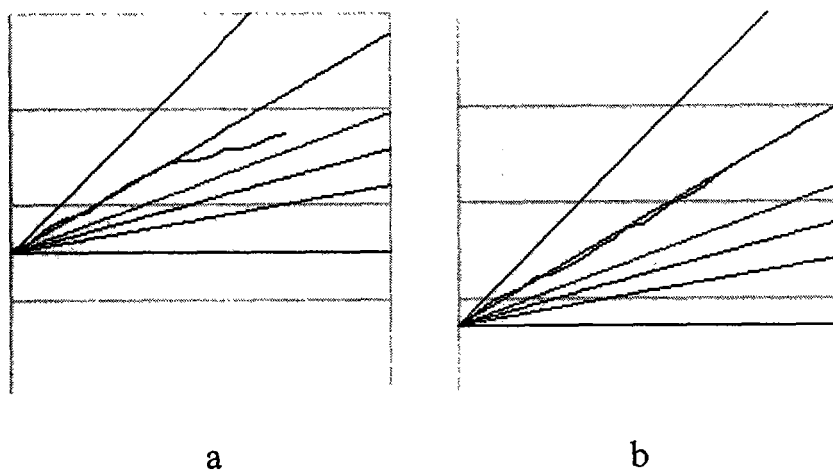


图 13

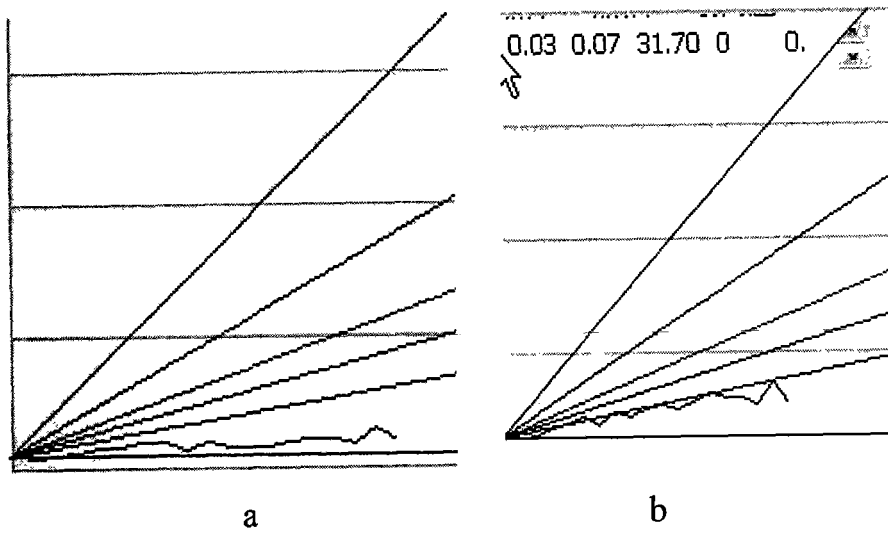


图 14

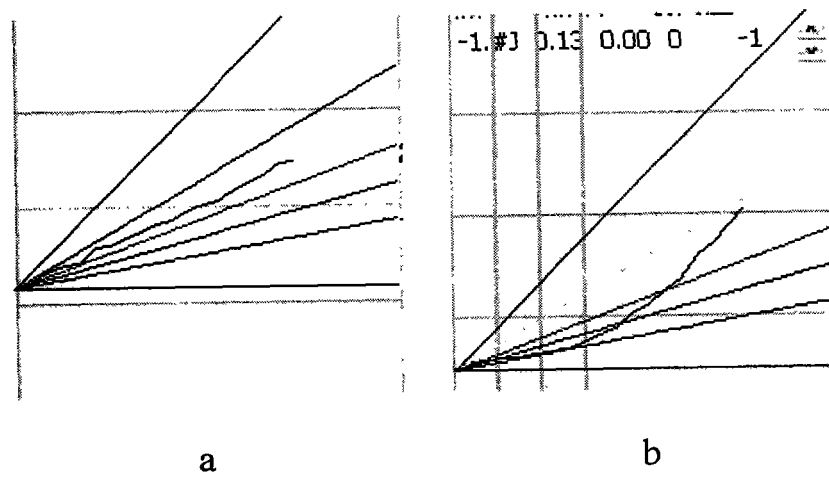


图 15

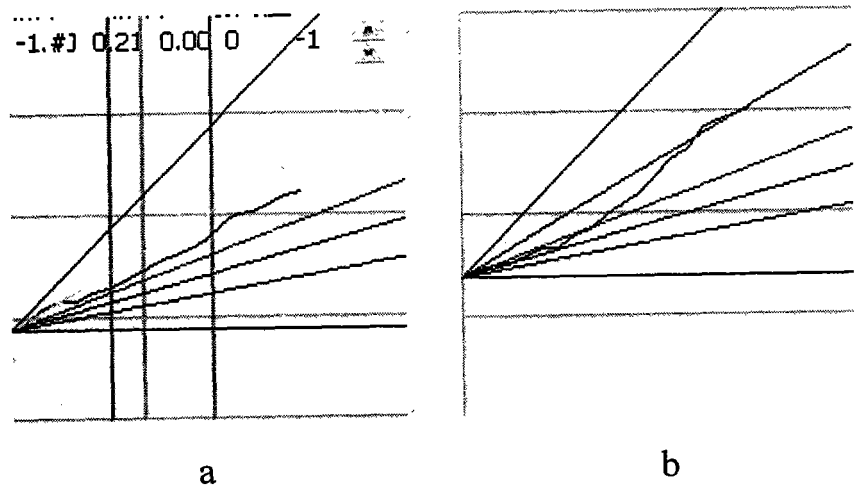


图 16

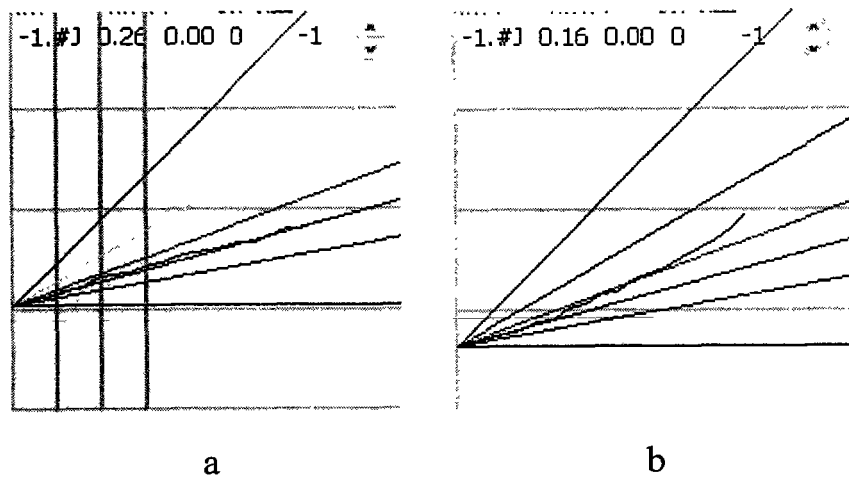


图 17

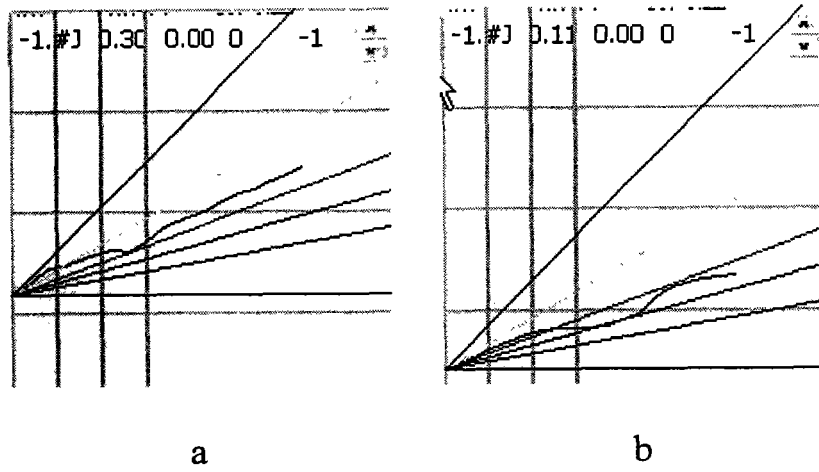


图 18

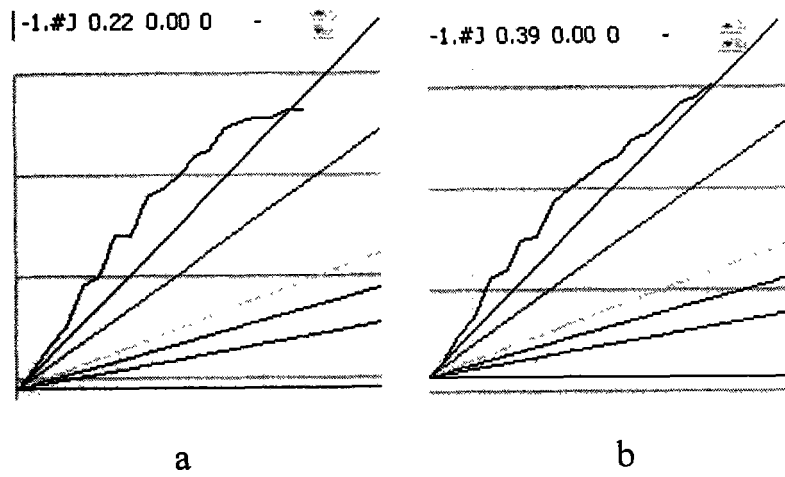


图 19

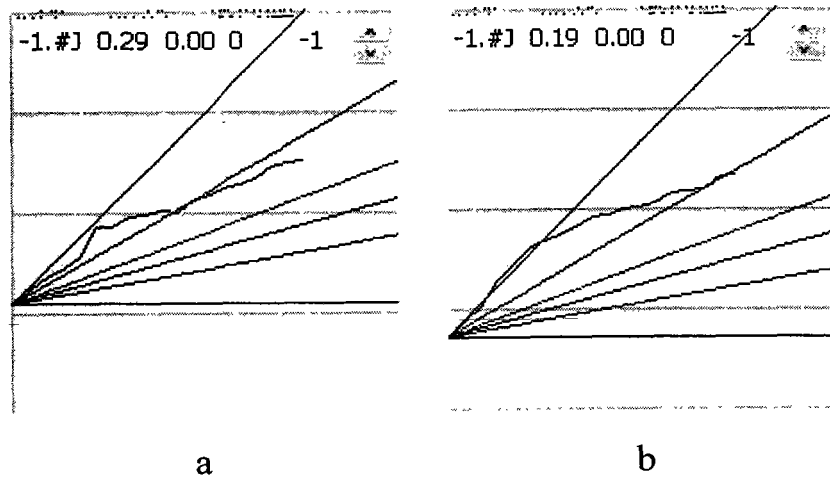


图 20

专利名称(译)	医学热层析成像系统		
公开(公告)号	CN101088454A	公开(公告)日	2007-12-19
申请号	CN200710052685.4	申请日	2007-07-11
[标]发明人	李凯扬		
发明人	李凯扬		
IPC分类号	A61B5/00 A61B10/00 A61B19/00 A61B5/01		
代理人(译)	朱盛华		
其他公开文献	CN100502767C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

医学热层析成像系统，涉及一种由人体表面温度分布，分析得到人体内部热源信息的设备。由用电缆相连的中央控制与处理单元、信号采集单元和检查单元组成，中央控制与处理单元由计算机、系统控制器和打印机组成，信号采集单元由非致冷焦平面红外探测器和云台组成，非致冷焦平面红外探测器固定在云台上，检查单元由检查室和电机及齿轮传动装置等组成。本发明通过红外热成像过程获得人体表面的温度分布状态，然后应用Pennes方程从体表温度分布得到体内深层热源的信息，通过体内热源信息与疾病间的内在联系和规律进行疾病的诊断，可对药物疗效进行快速评估。本发明已用于乳腺、肝脏、心脑血管、微循环、甲状腺、糖尿病等疾病的诊断和癌症的早期论断。

