



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104382557 A

(43) 申请公布日 2015. 03. 04

(21) 申请号 201410668477. 7

(22) 申请日 2014. 11. 20

(71) 申请人 西安邮电大学

地址 710061 陕西省西安市长安南路 563 号

(72) 发明人 聂敏 李旭 任杰 王林飞 杨光  
张美玲

(74) 专利代理机构 陕西电子工业专利中心

61205

代理人 王品华 朱红星

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

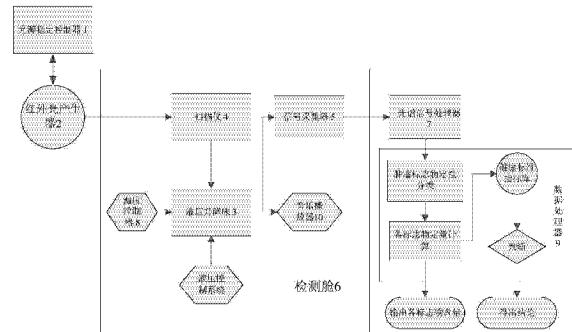
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54) 发明名称

基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法和系统

(57) 摘要

本发明公开了一种基于红外谱分析的叛逆细胞预警方法和系统，主要解决肿瘤早期患者采用传统医学检测仪器不能实时、无创、全方位的检测出患病信息的问题。该系统包括、红外光产生器、液压升降床、扫描仪、信号采集器、检测舱、光谱信号处理器、温度控制器及数据处理器。光源稳定控制器控制红外光产生器产生覆盖整个红外光谱的红外光，并传给扫描仪，对患者进行扫描检测，并通过信号采集器采集检测舱中的光信号；数据处理器计算出光谱的吸收量，根据不同光谱吸收量计算出与之对应的肿瘤标志物的含量；利用肿瘤标志物对应的产生位置确定肿瘤所在位置，本发明操作方便、检测速率高，可实时、无创、全方位的检测出肿瘤的部位，可用于肿瘤的早期检测。



1. 一种基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,包括:红外光产生器(2)、液压升降床(3)、扫描仪(4)、信号采集器(5)及检测舱(6),红外光产生器(2)的输出端与检测舱(6)连接,液压升降床(3)固定在检测舱(6)的入口,扫描仪(4)和信号采集器(5)设置在检测舱(6)内,其特征在于:

红外光产生器(2)的输入端连接有光源稳定控制器(1),用于控制红外光的稳定性;

信号采集器(5)的输出端连接有光谱信号处理器(7),用于对采集到的光谱进行去噪和重构;

检测舱(6)的内舱壁上设有温度控制器(8),用于控制检测舱内的温度,使检测舱处于恒温状态,避免因红外扫描使温度升高给患者带来不适和对检测结果的影响;

光谱信号处理器(7)的输出端连接有数据处理器(9),用于对重构的吸收光谱对应的标志物进行分类和浓度计算。

2. 根据权利1所述基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,其特征在于:光源稳定控制器(1)包括:第一单片机工作电路(11)、第一D/A输出电路(12)、控制驱动电路(13)、卤素灯回路(14)、反馈电路(15)及A/D采集电路(16);

所述D/A输出电路(12),其输入端与单片机工作电路(11)连接,其输出端与驱动电路(13)连接;

所述反馈电路(15),其输入端与卤素灯回路(14)连接,其输出端与A/D采集电路(16)连接;

计算机下达的工作电压与A/D采集电路(16)采集的反馈信号同时传给单片机工作电路(11)进行数字处理后输出控制电压,再经D/A输出电路(12)传输到驱动电路(13),对卤素灯回路(14)的电压进行调整,得到稳定的光源。

3. 根据权利1所述基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,其特征在于:温度控制器(8)包括:第二单片机工作电路(81)、第二D/A输出电路(82)、驱动电路(83)、制冷片工作电路(84)及温度传感器电路(85);该第二单片机工作电路(81)经第二D/A输出电路(82)输出控制信号给控制驱动电路(83),驱动制冷片工作电路(84)工作;该温度传感器电路(85)采集舱内温度,并将该温度传回第二单片机工作电路(81),以调节制冷片工作电路(84)的工作电压。

4. 根据权利1所述基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,其特征在于:光谱信号处理器(7)包括:光谱信号消噪模块(71)和光谱信号重构模块(72);

所述光谱信号消噪模块(71),用于滤除其接收到的光谱信号中的噪声;

所述光谱信号重构模块(72),用于对光谱信号消噪模块(71)输出的信号进行重构。

5. 根据权利1所述的基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,其特征在于:数据处理器(9)包括:肿瘤标志物分类模块(91)、肿瘤标志物浓度计算模块(92);

所述肿瘤标志物分类模块(91),用于对不同吸收光谱对应的患者体内的肿瘤标志物进行分类;

所述浓度计算模块(92);用于计算患者体内肿瘤标志物的浓度。

6. 根据权利1基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统,其特征在于:在检测舱(6)内设置有音乐播放器,用于缓解患者在检测中的焦虑情绪,能让患者在一个轻松的状态下接受检测。

7. 一种基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法,包括如下步骤:

1) 根据医院提供各肿瘤标志物标本,计算各肿瘤标志物标本标准浓度矩阵: $Y_{\text{库}} = \{Y_i\}$ ,并根据已知的肿瘤标志物 i 的吸收光谱  $X_i$ ,计算红外光谱矩阵  $X_{\text{库}} = \{X_i\}$ ,其中  $Y_i$  表示第 i 种标志物浓度;

2) 对光谱信号进行小波变换,以滤除噪声;

3) 计算不同频段的光谱吸收矩阵 X,

$$X = \begin{bmatrix} x_{11} & \dots & x_{1k} & \dots & x_{1p} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ x_{n1} & \dots & x_{nk} & \dots & x_{np} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ x_{n1} & \dots & x_{nk} & \dots & x_{np} \end{bmatrix}$$

其中  $x_{ik}$  表示第 i 个频段的第 k 次检测的光谱吸收量  $i \in [1, n], k \in [1, p]$ , n 表示频段个数, p 表示检测次数;

4) 根据步骤 3) 得出的不同频段的光谱吸收矩阵 X 计算各光谱吸收量之间的欧氏距离  $d_{ij}$ ,其中  $i, j \in [1, n]$ ;

5) 根据步骤 3) 得出的不同频段的光谱吸收矩阵 X 计算出平均吸收谱矩阵  $\bar{X} = \{\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_i, \dots, \bar{x}_n\}$ ,并利用聚类算法对肿瘤标志物进行分类,其中  $\bar{x}_i$  表示第 i 个频段光谱的平均吸收量;

6) 通过偏最小二乘算法 PLS 建立步骤 1) 得到的肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  与红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  的运算关系,根据该运算关系和步骤 5) 得出的光谱吸收量的均值矩阵  $\bar{X}$  计算出被患者体内标志物浓度矩阵  $Y_{\text{未知}}$ ;

7) 根据步骤 6) 计算得到的肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{未知}}$  与已知的健康人体内肿瘤标志物含量矩阵  $Y_{\text{标准}}$  求差,算出各肿瘤标志物超标矩阵 D,若 D 中元素全小于 0,则被检测者体内不存在肿瘤,否则,被检测者体内存在与含量超标的标志物对应的肿瘤。

8. 根据权利 7 所述的基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法,其步骤 2) 所述的对光谱信号进行小波变换,按如下步骤进行:

2. 1) 将含噪光谱信号用 f(x) 表示,算出 f(x) 二进小波变换的低频系数  $S_{2^j}$  和高频系数  $W_{2^j}$ :

$$S_{2^j}f(x) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} h(x-l)S_{2^{j-1}}f(x-2^{j-1})$$

$$W_{2^j}f(x) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} g(x-l)S_{2^{j-1}}f(x-2^{j-1})$$

其中 j 是尺度参数,  $h(x)$ 、 $g(x)$  是一组共轭镜像滤波器, l 是滤波器参数 x 的平移数;

2. 2) 计算小波变换低频系数  $S_{2^j}$  和高频系数  $W_{2^j}$  在每级尺度 j 上对应的模极大值;

2. 3) 设置小波变换系数的模极大值的幅度阈值  $T_0$ :

$$T_0 = \frac{\log_2(1+2\sqrt{N})}{J+C} \cdot A$$

其中,A 是步骤 2.2 中小波变换系数的模极大值的最大极值,N 是噪声功率,J 是所选最大尺度参数,C 是常数,取值为 2;

2.4) 将变换尺度  $C^J$  上幅度小于阈值  $T_0$  的模极大值点去掉;

2.5) 根据步骤 2.1) 计算出的光谱信号的二进小波变换的低频系数  $S_{2^j}$  和高频系数  $W_{2^j}$ ,

对步骤 2.4) 保留的模极大值点进行信号重构,得到重构的光谱信号  $S_{2^{j+1}}f(x)$ :

$$S_{2^{j+1}}f(x) = 2 \sum_{l=-\infty}^{+\infty} h(x-2l)S_{2^j}f(x) + 2 \sum_{l=-\infty}^{+\infty} g(x-2l)W_{2^j}f(x)。$$

9. 根据权利 7 所述的基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法,其步骤 5) 所述的根据聚类算法对肿瘤标志物分类,按如下步骤进行:

5.1) 用  $G_1, G_2 \dots G_n$  分别表示 n 类标志物,  $D_{ij}$  表示标志物第 i 类标志物和第 j 类标志物  $G_i, G_j$  间的距离,  $D_{ij} = \min \{d_{ij}\}$ ;

5.2) 利用步骤 5.1) 计算出的所有标志物之间的距离,并组成初始距离矩阵  $D_0$ ;

5.3) 在第 0 个距离矩阵  $D_0$  的非对角线元素中选取最小元素,设为  $D_{kl}$ ,把第 k 类标志物  $G_k$  和第 1 类标志物  $G_1$  合并为一类,记作  $G_r = \{G_k, G_1\}$ ;

5.4) 计算 5.3) 中的  $G_r$  类与第 s 类标志物  $G_s$  之间的距离  $D_{rs}$ :

$$D_{rs} = \min \{d_{rs}\} = \min \{D_{ks}, D_{ls}\},$$

其中,s 依次取  $\{1, 2 \dots k \dots 1 \dots n\}$  中除去 k,1 的值,并组成第一个距离矩阵  $D_1$ ;

5.5) 对第一个距离矩阵  $D_1$  重复初始距离矩阵  $D_0$  的操作,得到第二个距离矩阵  $D_2$ ,再对第二个距离矩阵  $D_2$  重复初始距离矩阵  $D_0$  的操作,得到第三个距离矩阵  $D_3$ ,以此类推,直到所有一样的标志物归为一类为止。

10. 根据权利 7 所述的基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法,其步骤 6) 所述的采用偏最小二乘法,计算肿瘤标志物的浓度矩阵,按如下步骤进行:

6.1) 设患者体内肿瘤标志物浓度矩阵是  $Y_{未知}$ ;

6.2) 将肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{库}$  和红外光谱矩阵  $X_{库}$  做如下分解:

$$X_{库} = RP^T + E$$

$$Y_{库} = UQ^T + F,$$

其中 R 和 U 分别为  $X_{库}$  和  $Y_{库}$  的得分矩阵,P 和 Q 分别为  $X_{库}$  和  $Y_{库}$  的主成分矩阵,E 和 F 是  $X_{库}$  和  $Y_{库}$  的残差矩阵,T 表示矩阵的转置;

6.3) 将红外光谱矩阵  $X_{库}$  的得分矩阵 R 和肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{库}$  的得分矩阵 U 做线性回归,得到:  $U = RB$ , 其中 B 是关联系数矩阵;

6.4) 根据  $U = RB$  算出肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{库}$  和红外光谱矩阵  $X_{库}$  的对应关系  $Y_{库} = RBQ = X_{库} P^T BQ$ ;

6.5) 根据肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{库}$  与红外光谱矩阵  $X_{库}$  的对应关系,算出患者体内肿瘤标志物浓度矩阵  $Y_{未知}$  与平均吸收谱矩阵  $\bar{X}$  的关系:

$$Y_{未知} = RBQ = \bar{X}P^T BQ。$$

## 基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法和系统

### 技术领域

[0001] 本发明属于电子设备技术领域，特别涉及一种医学检测设备，具体的说，是利用人体内不同物质对红外光的吸收不同，通过红外光检测人体内是否有肿瘤细胞的存在的仪器，为肿瘤的临床医治提供检测依据。

### 背景技术

[0002] 肿瘤是一种自身基因变异，导致细胞无限增殖的疾病，然而肿瘤的最初形态源于一个正常细胞。这些能无限增殖的突变细胞我们称之为“肿瘤细胞”。每个人的体内都含有原癌基因，它们通常处于休眠状态，由于某种诱变因子的摄入激活休眠中的原癌基因，使其产生突变形成肿瘤细胞，进而导致恶性肿瘤的产生。

[0003] 恶性肿瘤，为由控制细胞生长增殖机制失常而引起的疾病。肿瘤细胞除了生长失控外，还会侵入局部正常组织甚至经由体内循环系统或淋巴系统转移到身体的其他部位生长繁殖，破坏正常组织、器官的结构和功能，引起坏死出血合并感染，导致患者最终由于器官功能衰竭而死亡。自 2005 年起肿瘤已成为我国城乡居民的第一位死因，并且权重在不断增加。目前我国每死亡 5 人，即有一人死于肿瘤，预计 2020 年全球肿瘤新发病例将达到 1500 万，死亡 1000 万，恶性肿瘤对人类的健康威胁越来越严重。但是肿瘤并不是不可治愈，如果能及早发现及早治疗是可以被治好的，然而对于肿瘤早期的检测目前还没有比较有效直接的方法。因此研究一种高效、及时的肿瘤检测方法是一件造福人类的事情。

[0004] 目前医学领域对于肿瘤检测系统主要包括血液检测、x 射线等，这些方法容易对患者造成二次伤害，而且检测时间较长。特别是对于早期的肿瘤患者，由于其体内肿瘤小，肿瘤标志物的含量少，这些方法均不能精确的检测出标志物的含量及部位，一经发现已基本属于肿瘤晚期。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对上述已有技术的不足，提出一种基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法和系统，以在密闭的环境中利用红外光对患者进行全方位的扫描，实时准确的检测出患者体内各种肿瘤标志物的含量及肿瘤位置，为患者的治疗提供检测依据。

[0006] 本发明的技术方案是这样实现的：

#### 一. 检测原理

[0008] 肿瘤细胞产生和释放的某种物质，常以抗原、酶、激素等代谢产物的形式存在于肿瘤细胞内或宿主体液中，这种物质就叫做肿瘤标志物，根据其生化或免疫特性可以识别或诊断肿瘤。医学研究表明，对于不同的肿瘤都有其特有的肿瘤标记物。而根据量子能级理论，每一种物质都有其特有的吸收光谱。利用红外光对患者进行全方位的扫描，对反射光和透射光进行检测分析，即可得出各肿瘤标志物对应的吸收光谱的吸收情况并定量计算，从而确定各肿瘤标志物的含量。每种肿瘤标志物都是由特定部位的肿瘤细胞产生，根据超标的肿瘤标志物判定肿瘤产生的位置。

[0009] 二. 技术方案

[0010] 本发明基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统，包括：红外光产生器、液压升降床、扫描仪、信号采集器及检测舱，红外光产生器的输出端与检测舱连接，液压升降床固定在检测舱的入口，扫描仪和信号采集器设置在检测舱内，其特征在于：

[0011] 红外光产生器的输入端连接有光源稳定控制器，用于控制红外光的稳定性；

[0012] 信号采集器的输出端连接有光谱信号处理器，用于对采集到的光谱进行去噪和重构；

[0013] 检测舱的舱壁上设有温度控制器，用于控制检测舱内的温度，使检测舱处于恒温状态，避免因红外扫描使温度升高给患者带来不适和对检测结果的影响；

[0014] 光谱信号处理器的输出端连接有数据处理器，用于对重构的吸收光谱对应的标志物进行分类和浓度计算。

[0015] 本发明基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法，包括如下步骤：

[0016] 1) 根据医院提供各肿瘤标志物标本，计算各肿瘤标志物标本标准浓度矩阵： $Y_{\text{库}} = \{Y_i\}$ ，并根据已知的肿瘤标志物  $i$  的吸收光谱  $X_i$ ，计算红外光谱矩阵  $X_{\text{库}} = \{X_i\}$ ，其中  $Y_i$  表示第  $i$  种标志物浓度；

[0017] 2) 对光谱信号进行小波变换，以滤除噪声；

[0018] 3) 计算不同频段的光谱吸收矩阵  $X$ ：

$$[0019] X = \begin{bmatrix} x_{11} & \dots & x_{1k} & \dots & x_{1p} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ x_{i1} & \dots & x_{ik} & \dots & x_{ip} \\ \vdots & & \vdots & & \vdots \\ x_{n1} & \dots & x_{nk} & \dots & x_{np} \end{bmatrix},$$

[0020] 其中  $x_{ik}$  表示第  $i$  个频段的第  $k$  次检测的光谱吸收量  $i \in [1, n]$ ,  $k \in [1, p]$ ,  $n$  表示频段个数,  $p$  表示检测次数；

[0021] 4) 根据步骤 3) 得出的不同频段的光谱吸收矩阵  $X$  计算各光谱吸收量之间的欧氏距离  $d_{ij}$ , 其中  $i, j \in [1, n]$ ；

[0022] 5) 根据步骤 3) 得出的不同频段的光谱吸收矩阵  $X$  计算出平均吸收谱矩阵  $\bar{X} = \{\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_i, \dots, \bar{x}_n\}$ , 并利用聚类算法对肿瘤标志物进行分类, 其中  $\bar{x}_i$  表示第  $i$  个频段光谱的平均吸收量；

[0023] 6) 通过偏最小二乘算法 PLS 建立步骤 1) 得到的肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  与红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  的运算关系, 根据该运算关系和步骤 5) 得出的光谱吸收量的均值矩阵  $\bar{X}$  计算出被患者体内标志物浓度矩阵  $Y_{\text{未知}}$ ；

[0024] 7) 根据步骤 6) 计算得到的肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{未知}}$  与已知的健康人体内肿瘤标志物含量矩阵  $Y_{\text{标准}}$  求差, 算出各肿瘤标志物超标矩阵  $D$ , 若  $D$  中元素全小于 0, 则被检测者体内不存在肿瘤, 否则, 被检测者体内存在与含量超标的标志物对应的肿瘤。

[0025] 本发明具有如下优点

[0026] 1. 本发明致力于解决早期肿瘤检测预警的方法, 采用红外谱分析的检测方法与传

统检测方法相比具有检测时间更短、准确性更高、检测更加全面的优点，不仅能够检测到血液中肿瘤标志物含量，还可以检测到如唾液、汗液这些体液中标志物的含量，而且不会对患者造成二次伤害。

[0027] 2. 本发明利用各种肿瘤标志物特有的红外光谱的特性，使用聚类算法对各吸收光谱定性分析，能够对各吸收光谱对应的标志物进行准确分类。

[0028] 3. 本发明通过偏最小二乘算法算能精确的算出患者体内肿瘤标志物含量，根据不同标志物是由不同部位肿瘤产生的特性，能确定出超标的标志物对应肿瘤的位置。

[0029] 4. 本发明不仅仅局限于对肿瘤的检测，在获取其它物质的红外光谱的条件下，还可用于其它疾病的临床检测，具有广泛的适用性。

## 附图说明

[0030] 图 1 是本发明基于红外谱分析的肿瘤细胞预警系统结构框图；

[0031] 图 2 是本发明系统的整体结构外形图；

[0032] 图 3 是本发明系统中的光源控制器框图；

[0033] 图 4 是本发明系统中的温度控制器框图；

[0034] 图 5 是本发明系统中光谱信号处理器和数据处理器框图；

[0035] 图 6 是用本发明基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法实现流程图。

## 具体实施方式

[0036] 以下结合附图对本发明进行详细描述。

[0037] 参照图 1 和图 2，本发明的肿瘤细胞预警系统，包括：光源稳定控制器 1、红外光产生器 2、液压升降床 3、扫描仪 4、信号采集器 5、检测舱 6、光谱信号处理器 7、温度控制器 8、数据处理器 9 及音乐播放器 10。其中，光源稳定控制器 1 与红外光产生器 2 输入端相连，它们位于检测舱 6 的顶部，液压升降床 3 与检测舱 6 的入口相连，扫描仪 4、信号采集器 5 及音乐播放器 10 设置在检测舱 6 内，温度控制器 8 位于检测舱 6 的外舱壁上，光谱信号处理器 7 及数据处理器 9 位于检测舱 6 上端的椭圆舱内，用于对光谱信号除噪以及对不同吸收光谱对应的肿瘤标志物进行分类和计算肿瘤标志物的浓度。

[0038] 光源稳定控制器 1 控制红外光产生器 2 产生覆盖整个红外光谱的红外光，并传给扫描仪，对患者进行扫描检测，检测中的反射光和透射光被检测舱 6 中的信号采集器 5 采集，采集到的信号传给光谱信号处理器 7 进行除噪和信号的重构，重构的信号传给数据处理器 9，先对不同吸收谱对应的肿瘤标志物分类，再计算出各类肿瘤标志物的浓度，并根据超标的肿瘤标志物对应的产生位置来判定肿瘤所在位置。

[0039] 参照图 3，光源稳定控制器 1 包括：第一单片机工作电路 11、第一 D/A 输出电路 12、控制驱动电路 13、卤素灯回路 14、反馈电路 15 及 A/D 采集电路 16；

[0040] 该 D/A 输出电路 (12)，其输入端与单片机工作电路 (11) 连接，其输出端与驱动电路 (13) 连接；该反馈电路 (15)，其输入端与卤素灯回路 (14) 连接，其输出端与 A/D 采集电路 (16) 连接；第一单片机工作电路 11 经第一 D/A 输出电路 12 输出控制信号给控制驱动电路 13，驱动卤素灯工作电路 14 工作；反馈电路 15 采集控制驱动电路 13 的驱动电压信号，并将该电压信号经 A/D 采集电路 16 传回第一单片机 11，以调节卤素灯工作电路 14 的工作

电压实现对光源的稳定控制。

[0041] 参照图 4,温度控制器 8 包括 :第二单片机工作电路 81、第二 D/A 输出电路 82、驱动电路 83、制冷片工作电路 84 及温度传感器电路 85 ;该第二单片机工作电路 81 经第二 D/A 输出电路 82 输出控制信号给控制驱动电路 83,驱动制冷片工作电路 84 工作 ;该温度传感器电路 85 采集舱内温度,并将该温度传回第二单片机工作电路 81,以调节制冷片工作电路 84 的工作电压。

[0042] 参照图 5,所述光谱信号处理器 7 包括 :光谱信号消噪模块 71 和光谱信号重构模块 72,该光谱信号消噪模块 71,滤除其接收到的光谱信号中的噪声并输出 ;该光谱信号重构模块 72 对光谱信号消噪模块 71 输出的信号进行重构 ;

[0043] 所述数据处理器 (9) 包括 :肿瘤标志物分类模块 (91)、肿瘤标志物浓度计算模块 (92) ;该肿瘤标志物分类模块 (91) 对不同吸收光谱对应的患者体内的肿瘤标志物进行分类 ;该浓度计算模块 (92) 对患者体内肿瘤标志物的浓度进行计算。

[0044] 参照图 6. 本发明基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法,其实现步骤如下 :

[0045] 步骤 1. 根据医院提供各肿瘤标志物标本,计算各肿瘤标志物标本标准浓度矩阵 :  
 $Y_{\text{库}} = \{Y_i\}$ ,并根据已知的肿瘤标志物  $i$  的吸收光谱  $X_i$ ,计算红外光谱矩阵  $X_{\text{库}} = \{X_i\}$ ,其中  
 $Y_i$  表示第  $i$  种标志物浓度。

[0046] 步骤 2. 光源产生器产生覆盖整个红外光谱的稳定的红外光。

[0047] 2. 1) 打开工电源,开启光源产生器及温度控制器 ;

[0048] 2. 2) A/D 采集电路采集到的卤素灯工作电路的反馈电压传给第一单片机工作电路控制输出电压,再经 D/A 输出电路传输到驱动电路,对卤素灯回路的电压进行调整,得到稳定的光源,并将得到的稳定的光源通过光纤传给扫描仪 ;

[0049] 2. 3) 液压升降床承载患者进入检测舱,开始对患者扫描检测。

[0050] 步骤 3. 对扫描之后的反射光透射光进行信号采集。

[0051] 3. 1) 检测舱中分布的多通道信号采集器采集检测舱中的反射光和透射光 ;

[0052] 3. 2) 将光信号进行光电转换传给光谱信号处理器。

[0053] 步骤 4. 光谱信号除噪处理

[0054] 4. 1) 对光谱信号处理器接收到的信号进行 A/D 转换,得到数字信号 ;

[0055] 4. 2) 对转换后的数字信号采用小波变换进行去噪处理 :

[0056] 4. 2a) 将含噪光谱信号用  $f(x)$  表示,算出  $f(x)$  二进小波变换的低频系数  $S_{2^j}$  和高  
 频系数  $W_{2^j}$  :

$$[0057] S_{2^j} f(x) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} h(x-l) S_{2^{j-1}} f(x - 2^{j-1})$$

$$[0058] W_{2^j} f(x) = \sum_{l=-\infty}^{+\infty} g(x-l) S_{2^{j-1}} f(x - 2^{j-1}) ;$$

[0059] 其中  $j$  是尺度参数,  $h(x)$ 、 $g(x)$  是一组共轭镜像滤波器,  $l$  是滤波器参数  $x$  的平移数 ;

[0060] 4. 2b) 设最大极值点幅度为  $A$ ,噪声的模极大值的幅值和稠密度随尺度的增大以二进制速率降低,即最大尺度上的模极大值点主要是信号占有,一些小幅度的仍然有可能

是低一级上噪声极大值点传来的,这由信噪比和所选尺度决定,根据最大极值点幅度 A, 变换最大尺度 J 以及噪声功率 N 设置幅度阈值  $T_0$  :

$$[0061] \quad T_0 = \frac{\log_2(1+2\sqrt{N})}{J+C} \cdot A ,$$

[0062] 其中 C 为常数,取值为 2;根据此阈值将  $2^J$  尺度上幅度小于  $T_0$  的模极大值去掉;

[0063] 4. 3) 根据步骤 4. 2a) 计算出的光谱信号的二进小波变换的低频系数  $S_{2^j}$  和高频系数  $W_{2^j}$ ,对步骤 4. 2b) 保留的模极大值点进行信号重构,得到重构的光谱信号  $S_{2^{j-1}}f(x)$ :

$$[0064] \quad S_{2^{j-1}}f(x) = 2 \sum_{l=-\infty}^{+\infty} h(x-2l)S_{2^j}f(x) + 2 \sum_{l=-\infty}^{+\infty} g(x-2l)W_{2^j}f(x) .$$

[0065] 步骤 5. 利用聚类算法对肿瘤标志物进行分类。

[0066] 5. 1) 计算不同频段的光谱吸收矩阵 X :

$$[0067] \quad X = \begin{bmatrix} x_{11} & \dots x_{1k} & \dots x_{1p} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{i1} & \dots x_{ik} & \dots x_{ip} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ x_{n1} & \dots x_{nk} & \dots x_{np} \end{bmatrix} ,$$

[0068] 其中  $x_{ik}$  表示第 i 个频段的第 k 次检测的光谱吸收量  $i \in [1, n]$ ,  $k \in [1, p]$ , n 表示频段个数, p 表示检测次数;

[0069] 5. 2) 根据步骤 5. 1) 的不同频段的光谱吸收矩阵 X, 计算出各标志物之间的欧氏距离  $d_{ij}$ :

$$[0070] \quad d_{ij} = \left[ \sum_{k=1}^p |x_{ik} - x_{jk}|^2 \right]^{\frac{1}{2}} ;$$

[0071] 5. 3) 用  $G_1, G_2 \dots G_n$  分别表示 n 类标志物,  $D_{ij}$  表示标志物第 i 类标志物和第 j 类标志物  $G_i, G_j$  间的距离,  $D_{ij} = \min \{d_{ij}\}$ ;

[0072] 5. 4) 利用步骤 5. 3) 计算出的所有标志物之间的距离,组成初始距离矩阵  $D_0$ ;

[0073] 5. 5) 在第 0 个距离矩阵  $D_0$  的非对角线元素中选取最小元素,设为  $D_{kl}$ ,把第 k 类标志物  $G_k$  和第 l 类标志物  $G_l$  合并为一类,记作  $G_r = \{G_k, G_l\}$ ;

[0074] 5. 6) 计算步骤 5. 5) 中的  $G_r$  类与第 s 类标志物  $G_s$  之间的距离  $D_{rs}$ :

$$[0075] \quad D_{rs} = \min \{d_{rs}\} = \min \{D_{ks}, D_{ls}\} ,$$

[0076] 其中, s 依次取  $\{1, 2 \dots k \dots 1 \dots n\}$  中除去 k, l 的值,并组成第一个距离矩阵  $D_1$ ;

[0077] 5. 7) 对第一个距离矩阵  $D_1$  重复初始距离矩阵  $D_0$  的操作,得到第二个距离矩阵  $D_2$ ,再对第二个距离矩阵  $D_2$  重复初始距离矩阵  $D_0$  的操作,得到第三个距离矩阵  $D_3$ ,以此类推直到所有一样的标志物归为一类为止。

[0078] 步骤 6. 偏最小二乘算法对各个标志物定量分析:

[0079] 6. 1) 根据步骤 5 得出的不同频段的光谱吸收矩阵 X 计算出平均吸收谱矩阵

$$\bar{X} = \{\bar{x}_1, \bar{x}_2, \dots, \bar{x}_i, \dots, \bar{x}_n\}, \text{ 设患者体内肿瘤标志物浓度矩阵是 } Y_{\text{未知}} ;$$

[0080] 6.2) 将肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  和红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  做如下分解：

$$[0081] X_{\text{库}} = RP^T + E$$

$$[0082] Y_{\text{库}} = UQ^T + F,$$

[0083] 其中 R 和 U 分别为  $X_{\text{库}}$  和  $Y_{\text{库}}$  的得分矩阵, P 和 Q 分别为  $X_{\text{库}}$  和  $Y_{\text{库}}$  的主成分矩阵, E 和 F 是  $X_{\text{库}}$  和  $Y_{\text{库}}$  的残差矩阵, T 表示矩阵的转置；

[0084] 6.3) 将红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  的得分矩阵 R 和肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  的得分矩阵 U 做线性回归, 得到 :  $U = RB$ , 其中 B 是关联系数矩阵；

[0085] 6.4) 根据  $U = RB$  算出肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  和红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  的对应关系  $Y_{\text{库}} = RBQ = X_{\text{库}}P^TBQ$ ；

[0086] 6.5) 根据肿瘤标志物的浓度矩阵  $Y_{\text{库}}$  与红外光谱矩阵  $X_{\text{库}}$  的对应关系, 算出患者体内肿瘤标志物浓度矩阵  $Y_{\text{未知}}$  与平均吸收谱矩阵  $\bar{X}$  的关系：

[0087]

$$Y_{\text{未知}} = RBQ = \bar{X}P^TBQ;$$

[0088] 6.3) 通过多次扫描计算得到 n 个  $Y_{\text{未知}}$  矩阵然后加权求平均得到被检测者体内各肿瘤标志物平均含量矩阵  $\bar{Y}$ 。

[0089] 步骤 7. 对患者身体异常情况判定：

[0090] 将检测得到的矩阵  $\bar{Y}$ , 与标准矩阵  $Y_{\text{标准}}$  作差得到各肿瘤标志物超标矩阵

[0091]

$$D = \bar{Y} - Y_{\text{标准}} = [d_1, d_2, \dots, d_p]$$

[0092] 若 D 中元素全小于 0 则说明被检测者健康状况良好, 否则超标项肿瘤标志物对应的某种肿瘤存在, 并根据该超标的肿瘤标志物对应的产生位置来判定肿瘤所在位置。

[0093] 以上描述仅是本发明的一个具体实例, 不构成对本发明的任何限制, 显然对于本领域的专业人员来说, 在了解了本发明内容和原理后, 都可能在不背离本发明原理、结构的情况下, 进行形式和细节上的各种修改和改变, 但是这些基于本发明思想的修正和改变仍在本发明的权利要求保护范围之内。

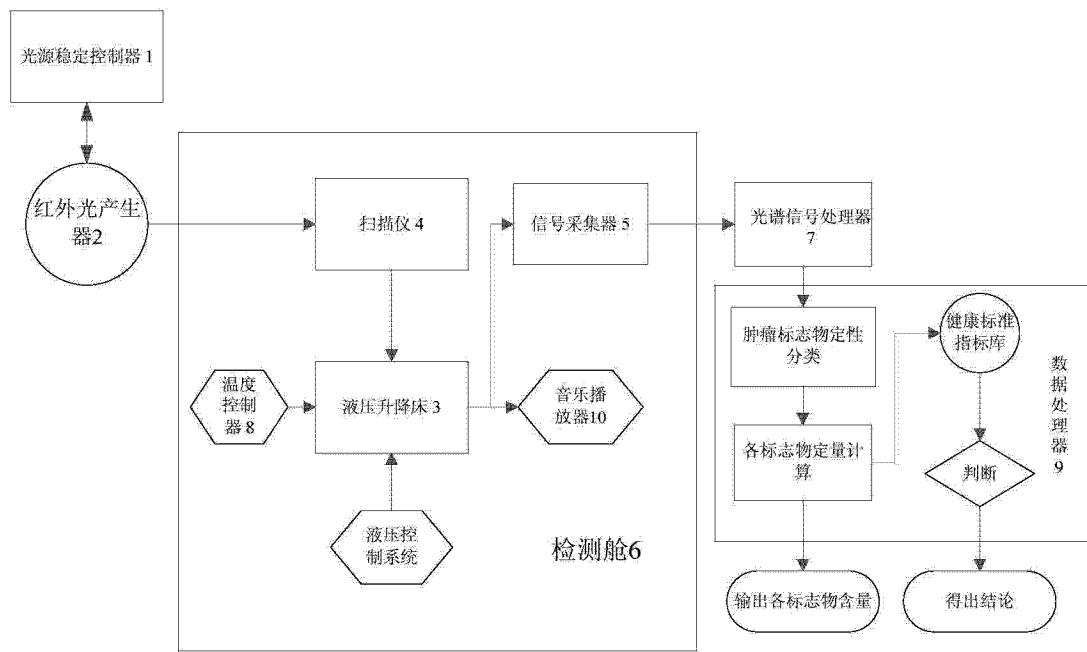


图 1

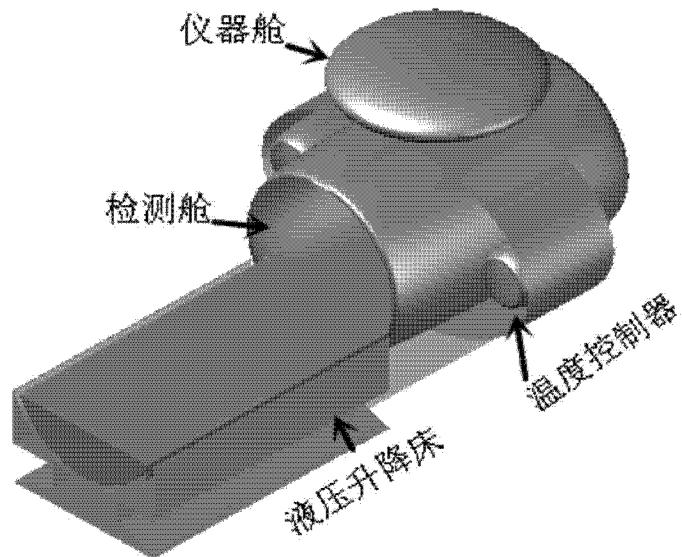


图 2

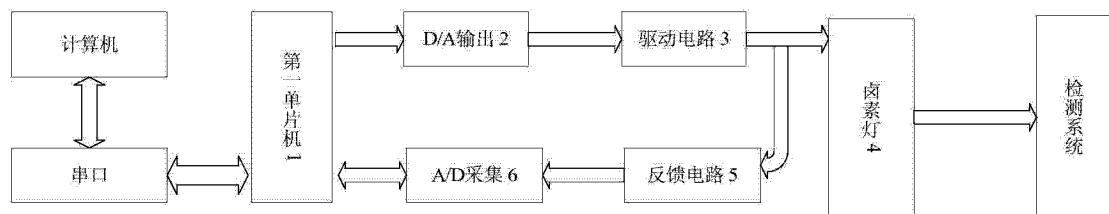


图 3

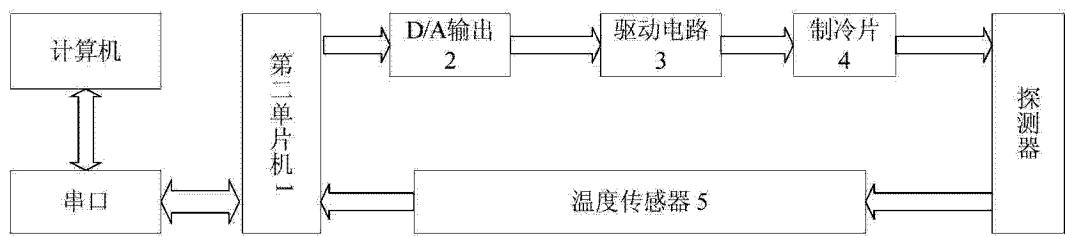


图 4

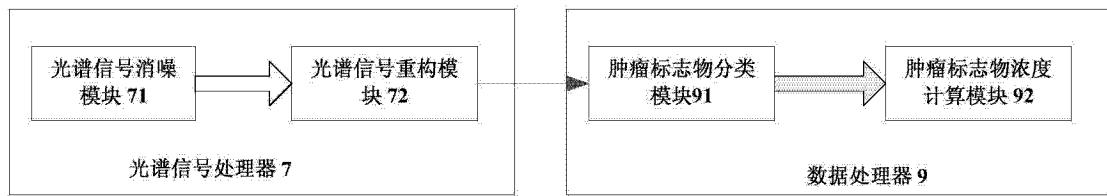


图 5

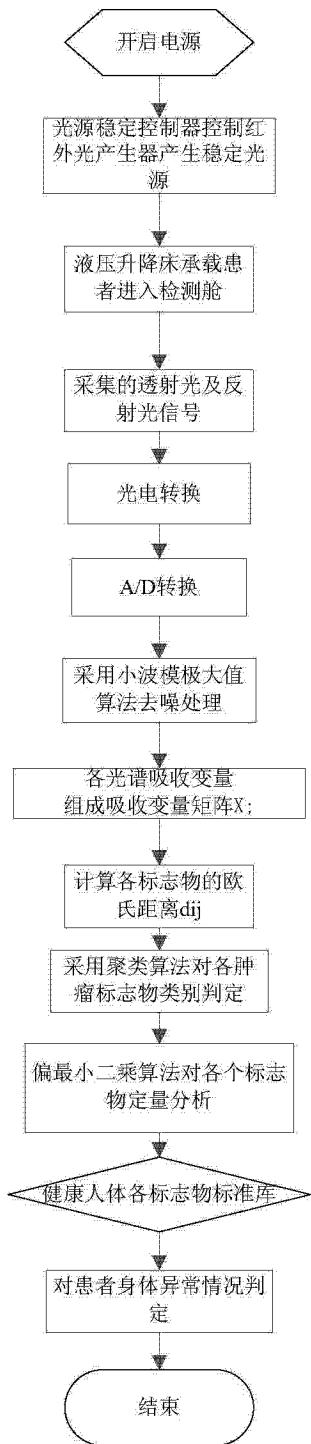


图 6

专利名称(译)	基于红外谱分析的肿瘤细胞预警方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN104382557A</a>	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	CN201410668477.7	申请日	2014-11-20
[标]申请(专利权)人(译)	西安邮电大学		
申请(专利权)人(译)	西安邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安邮电大学		
[标]发明人	聂敏 李旭 任杰 王林飞 杨光 张美玲		
发明人	聂敏 李旭 任杰 王林飞 杨光 张美玲		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0075		
代理人(译)	朱红星		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">Sipo</a>		

### 摘要(译)

本发明公开了一种基于红外谱分析的叛逆细胞预警方法和系统，主要解决肿瘤早期患者采用传统医学检测仪器不能实时、无创、全方位的检测出患病信息的问题。该系统包括、红外光产生器、液压升降床、扫描仪、信号采集器、检测舱、光谱信号处理器、温度控制器及数据处理器。光源稳定控制器控制红外光产生器产生覆盖整个红外光谱的红外光，并传给扫描仪，对患者进行扫描检测，并通过信号采集器采集检测舱中的光信号；数据处理器计算出光谱的吸收量，根据不同光谱吸收量计算出与之对应的肿瘤标志物的含量；利用肿瘤标志物对应的产生位置确定肿瘤所在位置，本发明操作方便、检测速率高，可实时、无创、全方位的检测出肿瘤的部位，可用于肿瘤的早期检测。

