

人体甲状腺动态红外图像多重分形分析

范雪霜^{1,2}, 孙强¹, 吕深圳^{1,2}, 杨建柏^{1,2}, 王健¹

(1. 中国科学院长春光学精密机械与物理研究所, 吉林 长春 130033;

2. 中国科学院大学, 北京 100049)

摘要: 开展了健康对象甲状腺动态红外图像的多重分形特征研究, 并对不同个体甲状腺多重分形特征参数进行了统计分析 with 差异性检验。首先, 在恒温恒湿实验环境下, 获取多帧人体甲状腺红外图像, 并对其进行网格划分, 形成温度时间序列。然后, 探讨了适合人体甲状腺多重分形分析的原始信号长度、小波变换尺度因子、统计矩阶数的取值。在确定好上述参数后, 对温度时间序列进行多尺度小波变换, 求解其小波变换模极大, 进而获取不同健康对象甲状腺左右叶多重分形特征参数的分布特性。研究结果表明: 健康对象甲状腺多重分形特征谱线分形维数取得极值处对应的奇异性指数 c_1 的分布集中在 1.1~1.3 范围内, 间隙系数 c_2 的分布则集中于 0.002~0.005 范围内, 二者分布特征不存在个体差异的检验水准 $\alpha=0.01$; 多重分形谱线半峰宽集中于 0.164~0.166 范围内且不存在个体差异的检验水准 $\alpha=0.05$ 。

关键词: 红外图像; 甲状腺; 温度时间序列; 多重分形

中图分类号: TP391 **文献标志码:** A **DOI:** 10.3788/IRLA201948.0426002

Multi-fractal analysis of dynamic infrared image of human thyroids

Fan Xueshuang^{1,2}, Sun Qiang¹, Lv Shenzhen^{1,2}, Yang Jianbai^{1,2}, Wang Jian¹

(1. Changchun Institute of Optics, Fine Mechanics and Physics, Chinese Academy of Sciences, Changchun 130033, China;

2. University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China)

Abstract: The multifractal characteristics of thyroid dynamic infrared images of healthy subjects were studied in this paper, and the statistical analysis and differential test of thyroid multifractal characteristics of different individuals were performed. Firstly, in the constant temperature and humidity experiment environment, multiple frames of human thyroid infrared images were acquired and meshed to form a temperature-time series. Then, the original signal length, wavelet transformed scale factor and statistical moment order of the multi-fractal analysis of human thyroid were discussed. After determining the above parameters, the multi-scale wavelet transform of the temperature-time series was performed to solve the Wavelet Transform Modulus Maximal, and then the distribution characteristics of multi-fractal characteristics of the left and right thyroid lobe of different healthy subjects were solved. The results show that the singularity index c_1 of the thyroid multi-fractal characteristic line dimension of healthy subjects concentrates in the range of 1.1-1.3, and the gap coefficient c_2 concentrates in the range of 0.002-0.005. The test level of individual differences is $\alpha=0.01$; the half-width of the multi-

收稿日期: 2018-11-15; 修订日期: 2018-12-20

作者简介: 范雪霜(1994-), 女, 硕士生, 主要从事红外光学与信号处理方面的研究。Email: fanfan13104433005@163.com

导师简介: 孙强(1971-), 男, 研究员, 博士, 主要从事红外光学系统设计方面的研究。Email: sunq@ciomp.ac.cn

fractal line concentrates in the range of 0.164–0.166 and the test level of no individual difference α is 0.05.

Key words: infrared image; thyroid; temperature–time series; multi–fractal

0 引言

红外热成像技术在反映人体生理的改变和新陈代谢进程方面有着独一无二的特性^[1],可以实现非接触式接受人体发出的红外辐射信息,相比于现行的超声成像、X-CT、核磁成像技术,具有更加简便、无创、对人体无辐射、无副作用等特点。

应用红外热成像技术可以获取人体体表温度场分布信息,对于新陈代谢异常检测、血管病变分析^[2]、癌症早期发现^[3]等医学临床诊断具有极其重要的意义。疾病发生及其发展是一个渐进的过程,早期往往只是出现功能性病变,表现为局部新陈代谢异常或供血异常,然后逐渐发展成器质性的病变^[4]。当其他临床检测手段还不能发现这种功能性病变时,医用红外热像仪作为一种记录人体体表温度场的影像装置,可以准确地把握体表局部温度信息,进而在一定程度上预测病变的变化。

相比于静态红外热成像技术,动态红外热成像技术(DIT)增加了一个时间维,时间序列的温度变化能够更准确反映人体脉动特征以及适应性调节功能,提供更多体内异常热源的信息。动态红外热成像技术最初用以辅助人体腹部手术^[5],检测人体腹部瞬态温度图像、表面温度及其偏差分布。随着技术的逐渐成熟与多重分形理论不断完善,动态红外成像技术的应用逐渐渗入到疾病的早期检测中,基于小波变换模极大(WTMM)的动态红外成像多重分形技术被应用到人体健康乳房与患病乳房的温度信号处理检测中^[6],这对于乳腺癌早期诊断具有重要的研究价值。

甲状腺是内分泌系统中距体表较近的腺体,使用红外热成像检测时,其周围热源干扰相对较少,易于发现细微的热值变化^[7]。鉴于当前甲状腺动态红外成像研究中,尚未应用到多重分形理论,文中将从人体甲状腺动态红外图像的获取与预处理出发,探讨适合甲状腺温度时间序列多重分形研究的小波变换尺度因子以及统计矩阶数范围,进而求解不同性

别、年龄的健康个体甲状腺左右叶不同区域的多重分形特性,并进行特征参数的统计分析 with 差异性检验,以求为甲状腺温度时序信号奇异性分析与特征提取提供有效的处理分析方法。

1 小波变换模极大多重分形分析理论

最简单和经典的时序信号奇异性测量方法是用尺寸为 ε 的盒子分割支撑集的方法。采用盒子分割方法,信号中的平滑区域可能会遮蔽若干奇异点,干扰了奇异值强度的估计,造成奇异谱计算中的误差存在。采用小波变换的方法可以移除信号中平滑因素的影响,因此在奇异信号多重分形分析中具有显著的优势。小波变换(WT)在时域和频域都具有表征局部信号特征的能力,非常适合于复杂的非稳态时间序列信号的分析。时序信号 $\varphi(t)$ 的连续小波变换为该信号与小波基函数的标量积,表示为:

$$W_{\psi}[\varphi](t_0, a) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right) dt \quad (1)$$

式中:小波基函数 $\frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right)$ 是由 $\psi(t)$ 母小波经尺度 a 缩放和时间 t_0 位移得到。当尺度因子从大到小逐渐改变时,小波变换可揭示出信号在给定时刻处越来越精细的细节,并可对细节进行量化估计。对于特定的时序信号,只有某些尺度因子,其相应的小波基函数能够反映信号所具有的特征,即信号与这些小波基函数的标量积具有可观的数值。为了证明时域信号的连续小波变换,作为一种分布,具有奇异性特征,Muzy 对公式(1)进行了改写,在其右边乘以 $\frac{1}{\sqrt{a}}$,得到^[8]:

$$W_{\psi}[\varphi](t_0, a) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \psi\left(\frac{t-t_0}{a}\right) dt \quad (2)$$

在这样的定义下,可以证明信号的小波变换与尺度因子 a ,在 $a \rightarrow 0^+$ 满足如下幂指数关系:

$$W_{\psi}[\varphi](t_0, a) \sim a^{h(t_0)} \quad (3)$$

公式(3)表示当尺度因子趋于 0 时,时域函数的小波变换在 t_0 处呈现幂指数的 $a^{h(t_0)}$ 行为,其中 $h(t_0)$ 为赫尔德指数(奇异指数),表征小波变换的奇异性,奇异指数 $h(t_0)$ 越大表征奇异性越小。

为减少连续小波变换中大量的冗余信息,Bacry 采用 WTMM 和模极大值线^[9]代替小波变换的连续分布。WTMM 定义为小波变换模 $|W_\psi[\varphi](t_0, a)|$ 在空间-尺度坐标平面上 (t_0, a_0) 处的局域极大,因此用邻域理论解释该问题即为:当 t 为 t_0 的右邻域时有 $|W_\psi[\varphi](t_0, a_0)| > |W_\psi[\varphi](t, a_0)|$; 为 t_0 的左邻域时 $|W_\psi[\varphi](t_0, a_0)| \geq |W_\psi[\varphi](t, a_0)|$ 。WTMM 方法是一种十分有效的估计尺度函数和多重分形谱的方法^[10],在空间-尺度坐标平面上,每条模极大线都源于所研究的时序信号的奇异性。设 $N_h(a)$ 是尺度为 a 奇异值为 h 的小波变换模极大线个数,它可表示为:

$$N_h(a) = a^{-D(h)} \quad (4)$$

式中: $D(h)$ 为具有相同奇异值 h 的分形维数。为了得到分形维数与奇异指数 $D(h) \sim h$ 关系曲线,定义小波变换模极大值的分割函数(统计矩)为:

$$Z(q, a) = \sum_{t \in L(a)} |W_\psi[\varphi](t, a)|^q \sim a^{\tau(q)} \quad (5)$$

式中: q 为统计矩的阶,取整数; $\tau(q)$ 为尺度函数,求和是对尺度为 a 的模极大值线进行叠加。将公式(3)、(4)代入公式(5)的求和中,可得到:

$$Z(q, a) \sim \sum_h a^{-D(h)} (a^h)^q \quad (6)$$

当 $a \rightarrow 0^+$, 公式(6)的求和中占主导地位的是幂指数 $a^{\min(qh-D(h))}$, 结合公式(5)的尺度函数, 即有:

$$\tau(q) = \min_h (qh - D(h)) \quad (7)$$

上式表明, 尺度函数可由奇异谱函数经勒让德变换得到。可由公式(7)的反变换得到:

$$D(h) = \min_q (qh - \tau(q)) \quad (8)$$

勒让德变换把 q 和 $\tau(q)$ 作为热动态变量的空间, 变换到以 h 和 $D(h)$ 为热动态变量的对偶空间。如果 $\tau(q)$ 是连续可微函数, 可以得到:

$$\begin{cases} h = \frac{d\tau(q)}{dq} \\ D(h) = qh - \tau(q) \end{cases} \quad (9)$$

公式(5)、(9) 构成时序信号 WTMM 的多重分形谱计算公式。由公式(5)计算特定 q 值下不同尺度因子 a 值的分割函数 $Z(q, a)$, 可得到如下的函数关系:

$$\log_2 Z(q, a) = \log_2 |k| + \tau(q) \log_2 a \quad (10)$$

公式(10)的斜率即为对应于该 q 值的尺度函数取值。计算不同 q 值对应的 $\tau(q)$ 可以得到关于 $\tau(q) \sim q$ 的分布, 对 $\tau(q)$ 进行二次函数拟合, 可得:

$$\tau(q) = -c_0 + c_1 q - c_2 q^2 / 2 \quad (11)$$

式中: c_0, c_1, c_2 为拟合系数, $c_n > 0$, 代入公式(9)可得到曲线 $h \sim q$ 以及 $D(h) \sim h$ 曲线:

$$\begin{cases} h = \frac{d\tau(q)}{dq} = c_1 - c_2 q \\ D(h) = qh - \tau(q) = c_0 + (h - c_1)^2 / 2c_2 \end{cases} \quad (12)$$

$D(h)$ 即为 WTMM 分布的多重分形谱, 为单峰分布。由公式(11)和(12)可知, 当 $q=0$ 时, $c_0 = -\tau$ 对应于 0 阶矩奇异值支撑的分形维数; 当 $h=c_1$ 时, $D(h)$ 取极大值, 即 c_1 是分形维数取得极大值时的奇异性指数。 c_2 称为间歇系数, 是表征谱线宽度的一个参数。

2 红外图像的采集与预处理

2.1 红外图像的采集

为了尽可能降低其他热源对拍摄红外图像造成的影响, 实验室室内四周均用摄影黑布遮挡, 除恒温恒湿空调与热像仪外, 无其他任何实验仪器装置。由于甲状腺位于人体喉管两侧, 并紧贴于软骨前面, 由左侧叶、右侧叶以及峡部构成, 呈一个“H”型, 因此使用量子阱红外热像仪(QWIP), 正面拍摄健康对象的颈部, 使得甲状腺左右两叶均可成像于热图内^[11]。QWIP 热敏感度为 20 mK, 测量精度为 $\pm 0.1^\circ\text{C}$, 帧频可调。像素探测器与拍摄对象颈部直线距离为 1.2 m, 动态红外图像采集的环境温度为 $22 \pm 1^\circ\text{C}$, 湿度为 $34 \pm 3\%$ 。拍摄过程中, 关闭室内所有灯光与门窗, 为了尽可能降低由于坐姿不适造成的非自主微小移动, 实验过程中在拍摄对象背部与肩部分别放置了倚靠装置。图像采集对象相关资料如表 1 所示。

表 1 图像采集对象相关资料

Tab.1 Image collection objects related data

Subject number	No.1	No.2	No.3	No.4
Gender	Female	Female	Male	Male
Age	26	37	41	17
Height/cm	160	168	178	170
Body weight/kg	52	54	69	78
Health condition	Health	Health	Health	Health

将热像仪图像采集帧频设置为 119 Hz,连续拍摄 4'13", 可以获得实验对象 30 000 帧人体颈部红外图像,4 个实验对象前颈红外图像如图 1 所示。

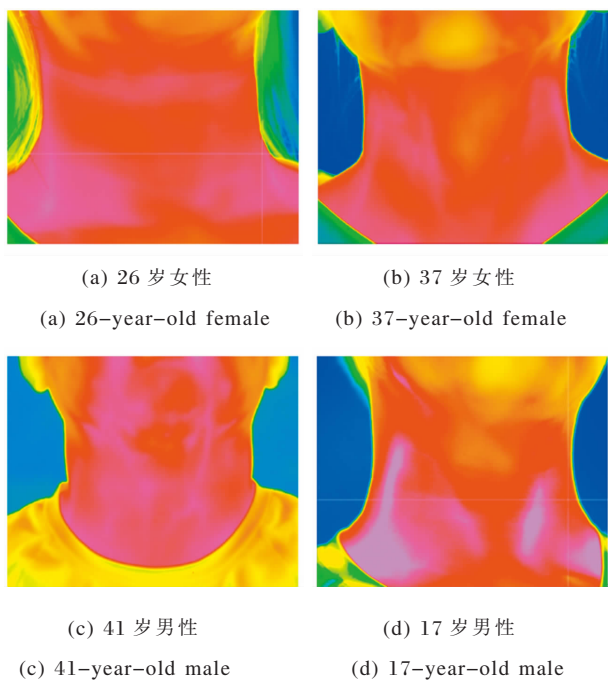


图 1 人体前颈红外图像

Fig.1 Infrared image of human front neck

2.2 红外图像的预处理

为了获取人体甲状腺温度时间序列,需要对获取的每幅红外图像进行分割处理^[12]。采集图像像素为 640×512,可将其划分为 80×64 个网格,形成 8×8 的像素网格 R_k ,其中 $k=1,2,\dots,p,p$ 即为网格总数 5 120,网格划分示意图如图 2 所示。由于每一网格区域中包含 8×8 个温度数据,因此,需要针对采集的多帧红外图像,取网格区域中的温度平均值作为区域温度值,选取甲状腺左叶与右叶不同网格区域,进

而形成温度时间序列 $S_k=(t_k, 1; t_k, 2; \dots; t_k, 30\ 000)$ 。

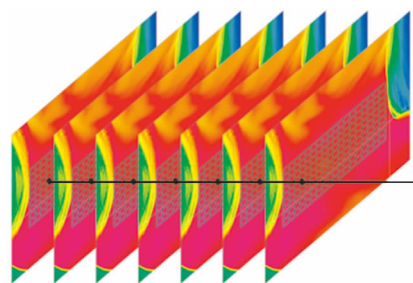


图 2 图像分割示意图

Fig.2 Schematic of image segmentation

由于信号长度会影响获取的多重分形谱特性,因此在研究温度时间序列的多重分形特性前,需要考量采样点的个数对甲状腺多重分形谱的影响。利用样条小波 bior5.5 对温度时间信号进行 12 个尺度的小波变换,根据得到的 WTMM 序列,可以求解不同健康个体的不同长度信号对应的多重分形谱线半峰宽,求解结果如图 3 所示。

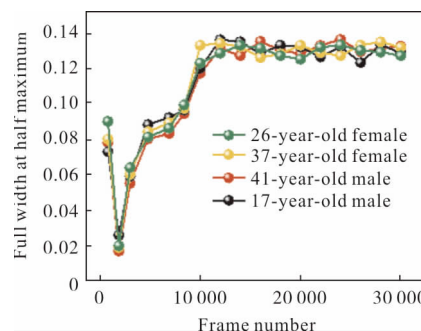


图 3 不同长度信号对应的多重分形谱线半峰宽变化

Fig.3 Variation of the full width at half maximum value of multifractal spectra as signal length

如图 3 所示,不同健康个体的不同信号长度对应的多重分形谱线半峰宽变化大体一致,具体变化趋势如下:信号采样点在 0~8 000 范围内,温度时间序列的多重分形谱半峰宽波动十分明显;当信号采样点 $\geq 12\ 000$ 时,不同实验对象多重分形谱线半峰宽已经开始收敛,且在 0.12~0.13 区间内波动较为平缓。由于处理大量的红外图像十分繁琐、复杂,为了提升运算速率,简化多重分形谱求解,在余下内容的研究中,均选取采样长度为 12 800 的温度时间序列,采样时间为 108 s,4 个健康对象甲状腺左叶单一网格区域的温度时间序列如图 4 所示。

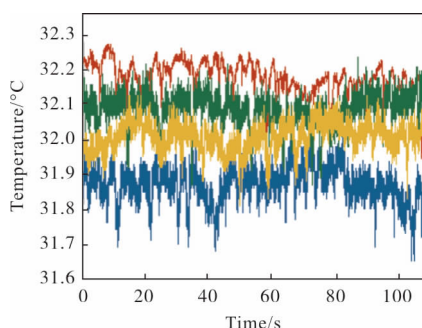


图 4 不同个体甲状腺区域温度时间序列

Fig.4 Temperature-time series of thyroid region in different individuals

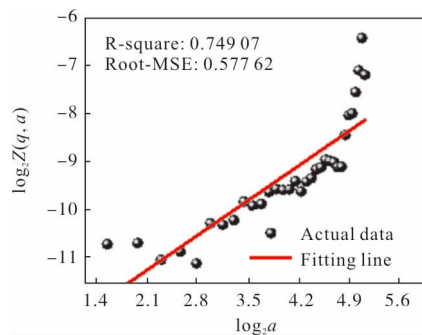
图 4 中, 温度从高到低排列分别为 37 岁女性 > 26 岁女性 > 17 岁男性 > 41 岁男性, 依次为图中红色、绿色、黄色、蓝色折线, 从图中可以看出: 不同个体甲状腺温度波动细节存在一定的差异, 但温度的波动幅度较小, 均在 $\pm 0.15\text{ }^{\circ}\text{C}$ 范围内。

3 尺度因子与统计矩阶取值讨论

3.1 尺度因子的取值讨论

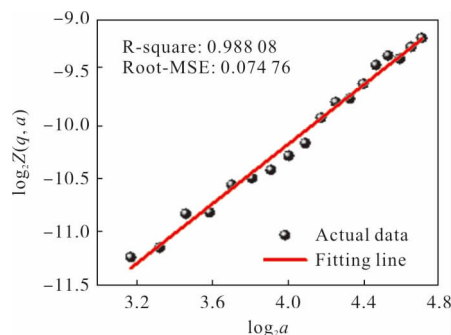
由于不同信号的奇异程度有所不同, 适用的小波变换尺度因子范围也存在着一定的差异。在研究适合人体甲状腺温度时间序列小波变换的尺度时, 对采样时间为 108 s 的温度序列进行多尺度小波变换, 变换尺度因子的取值设置为 [3, 35], 取值步长为 1, 并通过取对数的方式, 对分割函数 $Z(q, a)$ 与尺度因子进行线性拟合, 以阶矩 $q=4$ 拟合结果为例, 如图 5(a) 所示。

由图 5(a) 可知, a 的取值范围为 [3, 35] 时, 拟合的相关系数为 0.749 07, 根均方误差为 0.577 62, 部分实测数据明显偏离了拟合直线, 拟合效果不理想。



(a) $a=[3,35]$ 的直线拟合

(a) Fitting result with $a=[3,35]$



(b) $a=[11,28]$ 直线拟合

(b) Fitting result with $a=[11,28]$

图 5 分割函数对于尺度因子的对数直线拟合

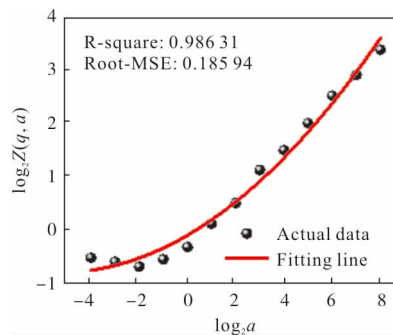
Fig.5 Straight line fitting of the partition function with respect to scale factor (logarithmic coordinates)

因此, 舍弃偏离拟合直线的 a 值; 将尺度因子取值设置为 [11, 28], 取值步长为 1, 结果如图 5(b) 所示, 其拟合相关系数为 0.988 08, 根均方误差为 0.074 76, 直线拟合效果较好。

3.2 统计矩阶取值讨论

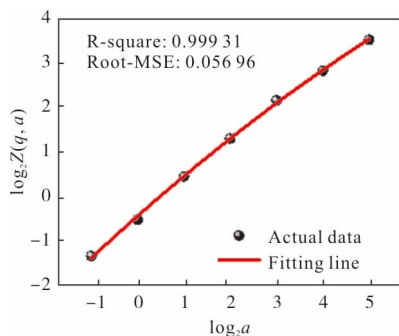
统计矩的阶数是表征多重分形不均匀程度的量, q 值的选取对于求解分割函数、尺度函数都具有显著影响。为了得到更好的尺度函数 $\tau(q)$ 关于 q 的二次拟合结果, 就必须逐步摸索适合人体甲状腺多重分形研究的统计矩阶数 q 的取值。首先将 q 取值设置为 [-4, 8], 得到尺度函数与统计矩阶的拟合结果, 如图 6(a) 所示。

由于尺度函数是关于统计矩阶数 q 严格递增的凸函数, 即曲线的走势应逐渐变缓, 而上图拟合曲线为凹函数, 且曲线斜率逐渐升高, 可知上述 q 取值不适合甲状腺温度时间序列的多重分形分析, 重新设置 q 取值为 [-1, 5], 得到 $\tau(q)$ 关于 q 的二次拟合结果, 如图 6(b) 所示。拟合曲线的二次项系



(a) $q=[-4, 8]$ 的二次拟合

(a) Quadratic fitting result with $q=[-4, 8]$



(b) $q \in [-1, 5]$ 的二次拟合

(b) Quadratic fitting result with $q \in [-1, 5]$

图 6 质量指数关于统计矩的二次拟合

Fig.6 Quadratic fitting of the quality index as the statistical moment

数为 $-0.005\ 53$, 因此在接下来的分析中, 将 q 设置为 $[-1, 5]$, 步长为 1。

4 动态红外图像多重分形分析

4.1 不同个体甲状腺单一区域温度时间序列多重分形分析

在运用 WTMM 方法处理人体温度时间序列中, 分割函数 $Z(q, a)$, 由公式(5)给出, 计算分割函数中, 将 q 值设定为 $-1 \sim 5$, 小波变换尺度取值设定为 $11 \sim 28$, 步长均为 1, 选取区域编号为 2 933 的温度时间序列为例, 得到不同统计矩阶 q 取值下, 分割函数与尺度因子的线性拟合结果, 如图 7 所示。

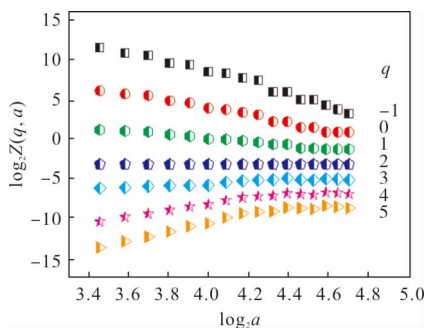


图 7 不同 q 值下的分割函数关于尺度因子分布(对数坐标)

Fig.7 Partition function as scale factor for different values of q (logarithmic coordinates)

如图 7 所示, 将尺度因子 a 的对数作为横左标, 分割函数的对数作为纵坐标, 计算取不同 q 值时拟合直线的斜率, 斜率即为尺度函数 $\tau(q)$, 由此可以得到 $\tau(q)$ 对于 q 的函数关系, 对关系式求导即可得到

奇异指数 $h(q)$, 将二者代入到公式(12)中即可获得分形维数 $D(h)$ 关于 h 的谱线关系。以 4 个健康对象甲状腺左叶单一网格区域为例, 其温度时间序列的多重分形谱如图 8 所示。

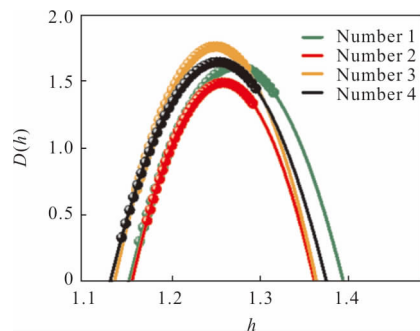


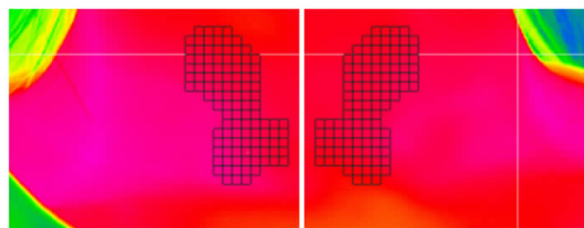
图 8 不同个体甲状腺单一区域多重分形谱分布

Fig.8 Multifractal spectrum distribution of single thyroid gland in different individuals

图 8 仅仅展示了实验对象甲状腺单一区域的多重分形谱线分布, 从图中可以清晰看出, 不同健康个体分形维数峰值均在 1.5 附近, 分形维数取峰值时对应的奇异指数均在 $1.2 \sim 1.3$ 范围内, 线半峰宽均在 0.24 附近。为了从统计角度观察不同个体甲状腺左右叶所有网格区域的多重分形特性, 下面将重点探讨不同个体甲状腺多重分形特征参数的统计分布规律。

4.2 不同个体甲状腺左右叶温度时间序列多重分形特性统计分析

温度时间序列的多重分形解析式中 c_1, c_2 的求解参考公式(11)^[13]。为了进一步考量健康个体甲状腺左右叶温度时间序列多重分形特性, 将分别求解不同个体甲状腺左右两叶各 111 个区域, 以 26 岁健康女性甲状腺左右叶求解区域划分示意, 如图 9 所示。



(a) 甲状腺右叶

(b) 甲状腺左叶

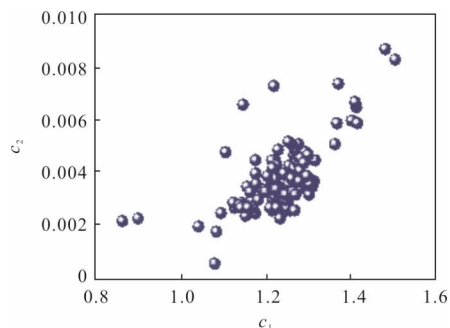
(a) Right lobe of thyroid (b) Left lobe of thyroid

图 9 甲状腺左右叶求解区域示意图

Fig.9 Schematic diagram of the thyroid left and right lobe solution area

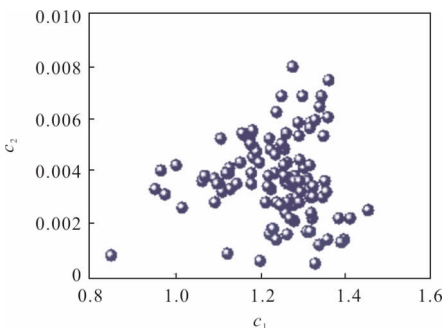
如图 9(a)、(b)所示,选取左右对称、大体呈现蝴蝶状的 222 个网格区域,对这些区域的温度时间序列做多尺度的小波变换,在得到细节系数的模极大后,求解多重分形谱线的主要参数,即 c_1 、 c_2 ,得到的甲状腺左右叶对应系数分布见图 10(a)、(b),其余 3 个实验对象甲状腺左右叶对应系数 c_1 、 c_2 分布如图 10(c)~(h)所示。

由图 10 可知,不同健康个体分形维数取得极值处对应的奇异性指数 c_1 取值均集中分布在 1.2 附近,甲状腺左右叶的间歇系数 c_2 取值主要分布在 0.004 附近,相比于左叶,实验对象的甲状腺右叶对



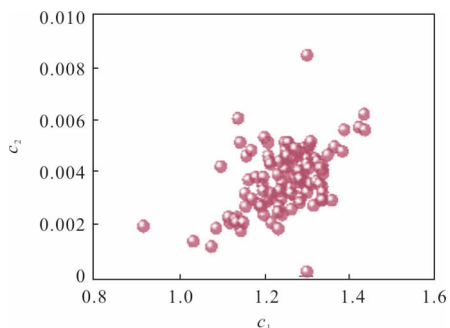
(a) 26 岁女性右叶系数分布

(a) Distribution of right lobe coefficient of 26-year-old female



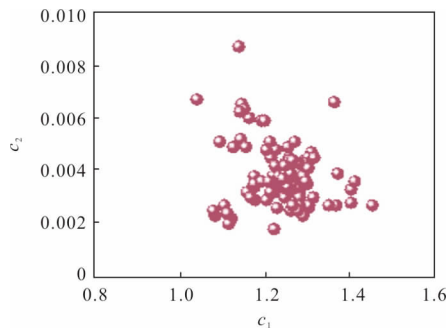
(b) 26 岁女性左叶系数分布

(b) Distribution of left lobe coefficient of 26-year-old female



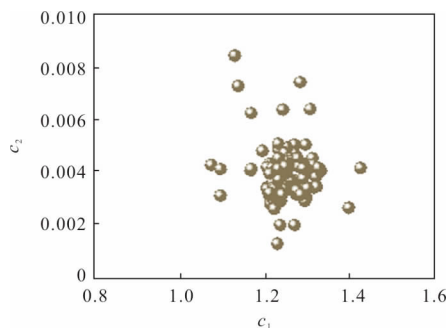
(c) 37 岁女性右叶系数分布

(c) Distribution of right lobe coefficient of 37-year-old female



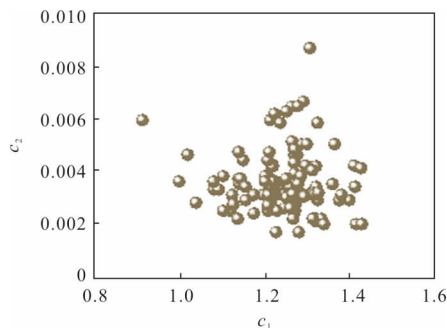
(d) 37 岁女性左叶系数分布

(d) Distribution of left lobe coefficient of 37-year-old female



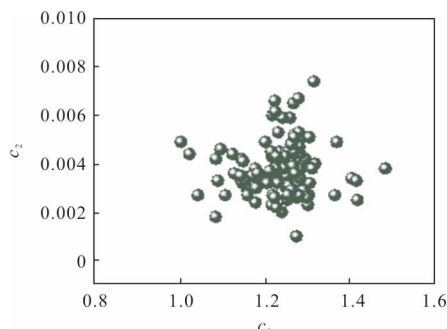
(e) 41 岁男性右叶系数分布

(e) Distribution of right lobe coefficient in 41-year-old male



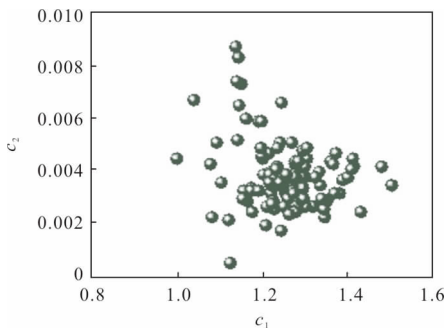
(f) 41 岁男性左叶系数分布

(f) Distribution of left lobe coefficient in 41-year-old male



(g) 17 岁男性右叶系数分布

(g) Distribution of right lobe coefficient in 17-year-old male



(h) 17 岁男性左叶系数分布

(h) Distribution of left lobe coefficient in 17-year-old male

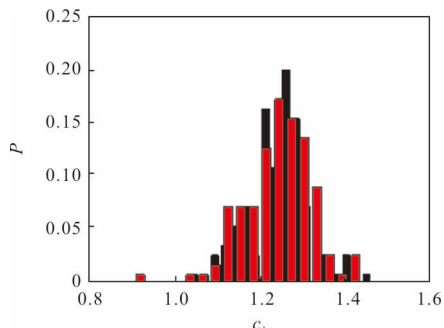
图 10 不同个体甲状腺左右叶区域对应系数分布

Fig.10 Distribution coefficient of corresponding left and right thyroid regions in different individuals

应的 c_1 、 c_2 取值更为集中。

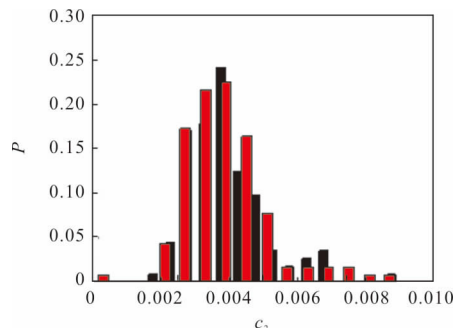
为了更好地分析不同健康个体甲状腺左右叶多重分形相关系数的分布情况,针对所有求解区域 c_1 、 c_2 取值分布,绘制成频率统计分布图,如图 11 所示。

图 11 中,红色条形代表甲状腺左叶,黑色条形代表甲状腺右叶,综合来看,健康对象的甲状腺多重分形谱间隙系数 c_2 分布集中在 0.002~0.005 范围内,而分形维数取得极值处,对应的奇异性指数 c_1 分



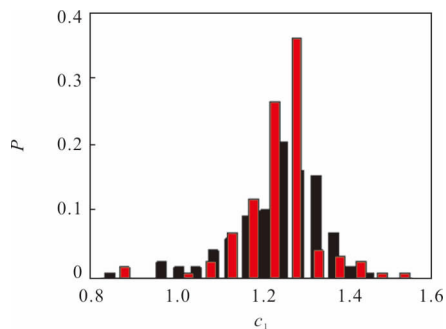
(c) 37 岁女性 c_1 概率分布

(c) c_1 probability distribution of 37-year-old female



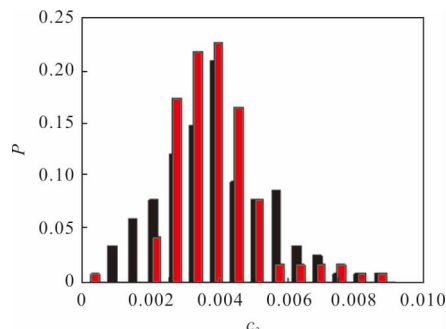
(d) 37 岁女性 c_2 概率分布

(d) c_2 probability distribution of 37-year-old female



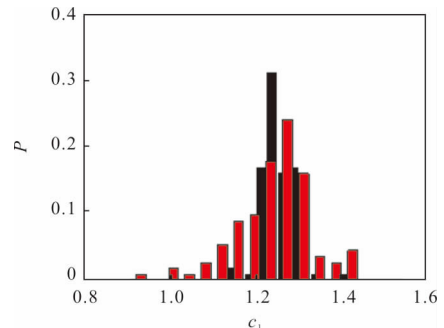
(a) 26 岁女性 c_1 概率分布

(a) c_1 probability distribution of 26-year-old female



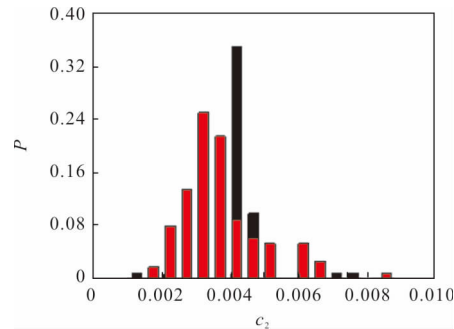
(b) 26 岁女性 c_2 概率分布

(b) c_2 probability distribution of 26-year-old female



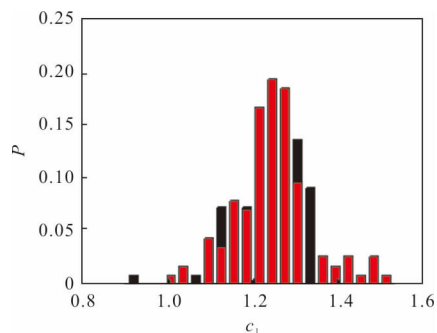
(e) 41 岁男性 c_1 概率分布

(e) c_1 probability distribution of 41-year-old male



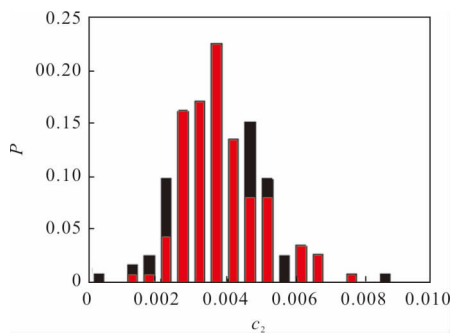
(f) 41 岁男性 c_2 概率分布

(f) c_2 probability distribution of 41-year-old male



(g) 17 岁男性 c_1 概率分布

(g) c_1 probability distribution of 17-year-old male



(h) 17 岁男性 c_2 概率分布

(h) c_2 probability distribution of 17-year-old male

图 11 不同个体甲状腺左右叶系数 c_1 、 c_2 概率分布

Fig.11 Probability distribution of left and right lobe coefficients c_1 and c_2 in different individuals

布集中在 1.1~1.3 范围内。从概率分布图中不难发现, c_1 与 c_2 受个体差异影响较大, 为了验证个体差异

是否对甲状腺多重分形特征参数分布存在影响, 就必须从医学统计理论出发, 进行不同个体多重分形特征参数分布的统计分析 with 差异性检验。

4.3 不同个体甲状腺多重分形特征参数差异性检验

为了更加清晰地展现健康对象多重分形特征参数分布, 整理求解不同健康个体甲状腺左右叶所有网格区域中 c_1 、 c_2 与半峰宽, 三者均值以及对应标准差, 如表 2 所示。

由于篇幅有限, 不能一一列举每一个网格区域的多重分形特征谱线参数, 表 2 仅仅展示了全部求解区域的多重分形谱线参数 c_1 、 c_2 、半峰宽对应的均值及其标准差。为了检验不同个体差异对多重分形特征参数分布的影响, 则需要应用医学统计学中完全随机设计的方差分析理论, 对 4 组多重分形特性参数统计分布进行差异性检验。

首先, 针对分形维数取得极值处对应的奇异性指数 c_1 与间隙系数 c_2 提出检验假设, 确定检验水准。 H_0 : 4 组多重分形特征参数 c_1 与 c_2 不存在差异, H_1 : 4 组多重分形特征参数 c_1 与 c_2 存在差异, $\alpha=0.01$ 。其次, 对谱线半峰宽提出检验假设, 确定检验水准, H_0 : 4 组多重分形谱线半峰宽不存在差异, H_1 : 4 组多重分形谱线半峰宽存在差异, $\alpha=0.05$ 。计算得到的统计检验量以及差异性检验结果如表 3 所示。

表 2 不同健康个体甲状腺多重分形谱半峰宽

Tab.2 Full width at half maximum value of mult-fractal spectrum of thyroid in different healthy individuals

	Female 1	Female 2	Male 1	Male 2
Right c_1 mean	1.238 2	1.244 7	1.240 5	1.237 9
Right c_1 standard deviation	0.089 0	0.082 5	0.084 5	0.069 1
Left c_1 mean	1.237 5	1.248 1	1.247 5	1.233 1
Left c_1 standard deviation	0.075 2	0.071 6	0.067 7	0.077 6
Right c_2 mean	0.003 9	0.003 8	0.003 9	0.003 9
Right c_2 standard deviation	0.000 9	0.001 2	0.001 1	0.000 9
Left c_2 mean	0.003 8	0.003 7	0.003 7	0.003 9
Left c_2 standard deviation	0.001 2	0.000 7	0.001 5	0.001 1
Half width average	0.164 01	0.165 41	0.164 92	0.164 75
FWHM standard deviation	0.047 84	0.026 69	0.031 24	0.029 31

表 3 特征参数检验统计量与差异性检验结果
Tab.3 Characteristic parameter test statistic and difference test result

	MS _{between}	MS _{within}	F	F _{standard}
Right c_1	0.001 6	0.007 2	0.221 8	2.619 3
Left c_1	0.006 3	0.005 9	1.066 2	2.619 3
Right c_2	9.3×10^{-7}	1.4×10^{-6}	0.225 6	2.619 3
Left c_2	2.0×10^{-6}	1.6×10^{-6}	1.192 5	2.619 3
FWHM	3.7×10^{-5}	1.3×10^{-5}	2.771 7	3.828 0

不同个体甲状腺左右叶分形维数取得极值处对应的奇异性指数 c_1 与间隙系数 c_2 差异性检验中, 分子自由度 $\nu_{\text{组间}}=3$, 分母自由度 $\nu_{\text{组内}}=440$, $F < F_{0.01(3, 440)}$, 按照 $\alpha=0.01$ 的检验水准, 拒绝 H_1 假设, 即 4 组中任意两组的多重分形特征参数 c_1 与 c_2 不存在差异。

不同个体甲状腺左右叶多重分形谱线半峰宽差异性检验中, 分子自由度 $\nu_{\text{组间}}=3$, 分母自由度 $\nu_{\text{组内}}=440$, $F < F_{0.05(3, 440)}$, 按照 $\alpha=0.05$ 的检验水准, 拒绝 H_1 假设, 即 4 组中任意两组多重分形谱线半峰宽不存在差异。

5 结 论

文中针对不同健康个体甲状腺动态红外图像进行了多重分形特性研究, 给出了适合人体甲状腺温度时间序列多重分形分析的小波变换尺度因子, 并探讨了统计矩阶数 q 的选取。在确定好上述参数后, 求解了 4 个健康对象甲状腺左右叶各 111 个网格区域的温度时间序列多重分形谱, 并通过医学统计理论对其多重分形特征参数进行了差异性检验分析。

研究表明: 健康对象甲状腺间隙系数 c_2 分布集中在 0.002~0.005 范围内, 而分形维数取得极值处, 对应的奇异性指数 c_1 分布集中在 1.1~1.3 范围内, 从医学统计检验角度出发, 二者分布不存在个体差异的检验水准 $\alpha=0.01$ 。多重分形谱线半峰宽分布集中在 0.164~0.166 范围内, 且不存在个体差异的检验水准 $\alpha=0.05$ 。

参考文献:

[1] Han F, Liang C W, Shi G L, et al. Clinical applications

of internal heat source analysis for breast cancer identification[J]. *Gent Mol Res*, 2015, 14(1): 1450-1460.

[2] Das K, Sungh R, Mishras C. Numerical analysis for determination of the presence of a tumor and estimation of its size and location in a tissue [J]. *Journal of Thermal Biology*, 2013, 38: 32-40.

[3] Acharya U R, Ng E Y K, Tan J H. Thermography based breast cancer detecting using texture features and support vector machine[J]. *Journal of Medical Systems*, 2012, 33: 1503-1510.

[4] Jones B F, Plassmann P. Digital infrared thermal imaging of human skin [J]. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 2002, 21(6): 41-48.

[5] Silva L F, Santos A A S M D, Bravo R S, et al. Hybrid analysis for indicating patients with breast cancer using temperature time series [J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2016, 130: 142-153.

[6] Gavrioloia G, Ghemigian A M, Gavrioloia M R. Infrared signature analysis of the thyroid tumors[C]//European Conference on Biomedical Optics. Optical Society of America, 2009: 7371_1F.

[7] Gerasimova E, Auditb, Roux S G, et al. Multifractal analysis of dynamic infrared imaging of breast cancer [J]. *EPL (Europhysics Letters)*, 2014, 104(6): 68001.

[8] Muzy J F, Bacry E, Arneodo A. The multifractal formalism revisited with wavelets [J]. *International Journal of Bifurcation and Chaos*, 1994, 4(2): 245-302.

[9] Bacry E, Muzy J F, Arneodo A. Singularity spectrum of fractal signals from wavelet analysis: Exact results[J]. *Journal of Statistical Physics*, 1993, 70(3-4): 635-674.

[10] Arendod A, Bacry E, Muzy J F. The thermodynamics of fractals revisited with wavelets [J]. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 1995, 213(1-2): 232-275.

[11] Ivanov P C, Amaral L A N, Goldberger A L, et al. Multifractality in human heartbeat dynamics[J]. *Nature*, 1999, 399(6735): 461-465.

[12] Ivanov P C, Nunes Amaral L A, Goleberger A L, et al. From 1/f noise to multifractal cascades in heartbeat dynamics [J]. *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*, 2001, 11(3): 641-652.

[13] Goldberger A L, Amaral L A N, Hausdorff J M, et al. Fractal dynamics in physiology: alterations with disease and aging [J]. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 2002, 99(S1): 2466-2472.