

【文章编号】 1004-1540(2005)03-0177-05

盒维数的肠道压力数据分形分析

王 坚, 田社平, 张亚利, 颜国正

(上海交通大学 电气工程与电子信息学院, 上海 200030)

【摘 要】 对肠道压力数据进行分形特性的分析, 通过对结肠压力数据进行预处理, 采用盒维数计算正常受试者和异常受试者结肠压力数据的分形维数. 结果表明, 该方法基本能够区分正常的和异常的结肠压力信号, 可以作为判断肠道动力性能的辅助手段.

【关键词】 分形; 盒维数; 肠道压力

【中图分类号】 TP399; R319

【文献标识码】 A

Afractal dimension analysis of intestinal pressure data

WANG Jian, TIAN She-ping, ZHANG Ya-li, YAN Guo-zheng

(School of Electronics and Electric Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China)

Abstract: The fractal characteristic of colonic pressure data is analyzed through box dimension. After pre-processing the colonic pressure data, the box method is applied to calculate the fractal dimensions. Through the fractal dimensions data are classified as the normal and abnormal, which accords with the original diagnosis. Experimental results show that the above method can serve as an assistant diagnosis of the colonic motility and can contribute to further research of the colonic motility based on pressure data.

Key words: fractal; box dimension; colonic pressure

肠道节段收缩测压检查是应用广泛的评价肠道运动的检查手段, 直接检查肠道的压力状况, 检查结果反映了肠道的动力性能, 其特殊的测量方法保证可以获取全肠道各段上多个点的压力情况, 进行全肠道的各个部位作动力性能的分析, 并能够准确反映肠道内压及其变化的频率、幅度, 这对运动功能疾病的诊治有较高的价值.

由于肠道压力与肠道动力特性具有非常直接

的关系, 近年来, 国内外开始重视通过测定肠道压力来解释肠道动力学特性. 其测压方法通常采用末端开放导管法、球束导管法、微型压力传感器法以及无线电遥测法等^[1]. 国外采用结肠压力测定使结肠运输功能缓慢性便秘的诊断有了直接的判别标准^[2]. 国内上海市浦东新区人民医院张根福等^[3]对全结肠腔内压力测定进行了深入的研究, 表明全结肠测压对肠动力学的研究, 具有目前其

【收稿日期】 2005-05-10

【基金项目】 国家自然科学基金资助项目(No. 30270382)

【作者简介】 王 坚(1979-), 男, 浙江嘉兴人, 硕士研究生. 主要研究方向为生物信息处理.

它任何仪器都不能比拟的优点。

对于结肠压力数据进行分析并提取相关参数以识别正常与非正常的的数据是紧接其后的课题。长期以来,自然科学工作者习惯于对复杂的研究对象进行简化和抽象,建立各种理想模型。但是在复杂的动力学系统中,简单的线性近似方法已经不可能认识到与非线性有关的特性。而肠道压力数据显然并非理想的线性模型,分形这一研究方法则是直接从非线性复杂系统的本身入手,从未经简化和抽象的研究对象本身去认识其内在的规律性。这一点是分形理论与线性近似处理方法本质上的区别。因此,对于认识人体消化道的动力特性来说,分形是一个优于传统研究方法的工具,分形研究的对象具有自相似性和不规则性,而分形维数就是用来定量地描述这种相似性的。

本文着重研究肠道压力数据分形特性,试图解决人体肠道运动性能的评价标准以及人体消化道运动生理参数的获取方法问题,为判断肠道的

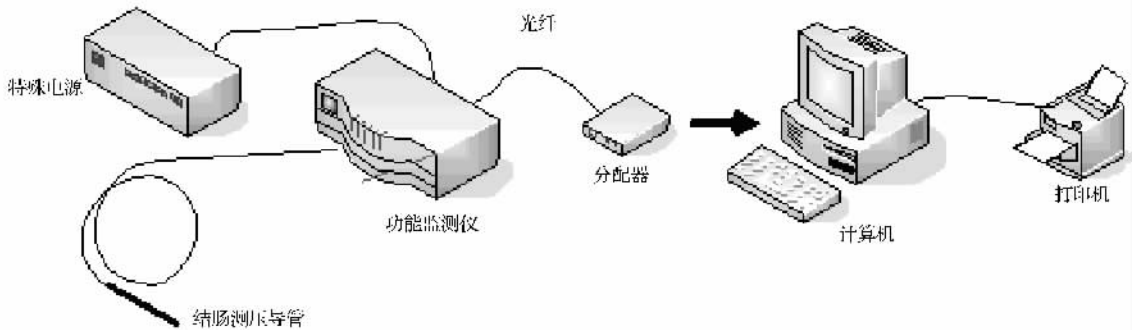


图1 结肠压力测试系统

测压管进入用如下方法:将活检钳通过内镜活检孔插至内镜的前端,用一根3磅的钓鱼线系着测压管的前端,用活检钳夹住钓鱼线的另一头。测压管头端系一橡皮囊,橡皮囊后接测压管注气管,间隔10 cm在测压管另一注气开口处系另一橡皮囊;拉出活检钳,将钓鱼线留在活检孔道内,拉紧,使测压管紧贴内镜壁,将准备好的结肠镜和测压管一同插至受检肠段;向测压管头端橡皮囊注50 ml生理盐水,使头端增加重量,不易与肠镜一同滑出;取出内镜,将钓鱼线及测压管留在受检肠段内;抽出橡皮囊内的液体,受试者休息30 min后开始测压;测压20 min后将导管拔出20 cm,然后再测压,这样就可以记录到全结肠各段的压力变化。在测压的过程中,可通过往橡皮囊内

动力性能提供辅助手段。

1 测试系统构成与数据采集

测压仪器是瑞典CTD2SYNETICS公司生产的胃肠道功能监测仪,包括测压管、数据采集卡和计算机处理系统及其他辅助装置(图1)。在测压管头端添加一个能容纳50~60 ml水的水囊,水囊后10 cm处有一个能容纳50~60 ml气体的气囊。测压管共有4个测压孔,相隔5 cm,可以同时测得4点的压力,采样频率是16 Hz。受试者包括正常人组与结肠功能异常者。在测压前需要做的准备有:(1)患者在测压前一周停用一切对胃肠运动和中枢神经系统有影响的药物;(2)测压前禁食8~12 h;(3)测压前避免激烈的身体活动和情绪激动,不让腹部受到外来的压力;(4)检查室的温度不能太低,防止患者出现肌颤,影响测压结果;(5)患者作清肠准备。

注入液体,通过腹部B超检查确定水囊所在位置,就可以确定被测肠段的位置。

2 分形维数的计算方法

本文主要研究肠道压力数据的分形维数这一特征参数,关于分形维数有多种不同的定义方式,本文主要采用计盒算法^[4]。

2.1 计盒算法的基本原理

改变测度求维数的一个具体应用是计盒算法,它不是采用折线去近似曲线的方法来求取维数,而是通过用面积(或是体积等)去近似曲线来计算维数。其基本思想如下^[5]:

如果我们把一个立方体的每边长度扩大到原来的2倍的,那么二维测度的表面积即为 2^2 倍,

三维测度的体积为 2^3 倍. 因此,若把一个量的单位长度扩大到 2 倍,并假设它能成为具有 2^D 的量,那么此量也可称之为 D 维数的.

一般地,设长度为 L ,面积为 S ,体积为 V 时,则有下列关系式:

$$L \propto S^{1/2} \propto V^{1/3}.$$

上式的意义是,若把 L 扩大到 k 倍,那么 $S^{1/2}$ 和 $V^{1/3}$ 也都扩大到 k 倍,若把具有 D 维测度的量假定为 X ,则可把上式变为一般化的公式:

$$L \propto S^{1/2} \propto V^{1/3} \propto X^{1/D}.$$

因为待研究的肠道压力数据可表示为平面曲线,其分形维数应在一维到两维之间,所以选用关系式

$$S^{1/2} \propto X^{1/D}.$$

本文采用的计算盒维数的算法的基本原理是利用了待分析曲线的积分和差分的四分位偏差值来计算分形维数^[4]. 在该算法中,对所有数据的积分和微分的偏差值进行计算,得到它的四分位点;然后计算对每一点 n ,计算四分位点偏差 Q_n ;改变盒子的大小,重复计算;最后画出其对数分布图,计算曲线的斜率,所得到的斜率值通过线性运算后,就是我们要求的盒维数的大小. 其算法步骤可总结为:

(1) 假设被分析的数据为 $F(i)$, ($i = 1, 2, \dots, N$), N 为数据总长. 取盒长为 n , 则可将数据分为如下片断:

$$D_k(j) = F(nk + j). \quad (1)$$

式(1)中: $K = 1, 2, \dots, N/n$; $j = 1, 2, \dots, n$. 显然, $F(nk + j)$ 表示在第 k 个盒子中的第 j 个数据.

(2) 对片断 $D_k(j)$ 进行零均值化,然后积分,得

$$G_k(j) = \sum_{m=1}^j \left[D_k(m) - \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m D_k(i) \right]. \quad (2)$$

(3) 对数据 $G_k(j)$ 进行零均值化,得

$$S_k(j) = G_k(j) - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n G_k(i). \quad (3)$$

(4) 求出 $S_k(j)$, ($k = 1, 2, \dots, N/n$; $j = 1, 2, \dots, n$) 的累积分布函数,计算累积分布值分别等于 25% 和 75% 时的幅值 Q_1 和 Q_2 (四分位点),计算四分位点偏差 Q_n :

$$Q_n = \frac{Q_2 - Q_1}{2}. \quad (4)$$

(5) 重复上面的步骤(1) ~ (4), 估计曲线 $\lg(Q_n) \sim \lg n$ 的斜率 α , 计算分形维数值 D 为^[4]:

$$D = 3.0 - \alpha. \quad (5)$$

2.2 数据的预处理

结肠的收缩可以分为 3 种类型:单个时相性收缩、群集性收缩、巨大移行性收缩. 单个时相性收缩又分为短时相收缩和长时相收缩,短时相收缩的持续时间短于 15 s,频率为 1 ~ 15 次/min;长时相收缩的持续时间约为 40 ~ 60 s,频率为 1.5 ~ 2 次/min. 长、短时相收缩可以各自独立产生,也可以相互叠加. 长时相收缩为结肠提供了强有力的动力,用来推移和挤捏半固体及固体的肠内容物. 除了单个时相性收缩,另一种收缩方式是群集性收缩,群集性收缩在结肠的任何部位都是以静止期和收缩期为一个周期交替出现的. 每个收缩周期包括阵发性的短时相收缩和长时相收缩,两种收缩经常是叠加出现的. 结肠群集性收缩的收缩期通常为 7 ~ 12 min,一个周期一般为 35 min. 结肠的群集性收缩可以引起结肠长或短距离的移行运动. 在大部分时间里,结肠运动起到搅拌和缓慢地向远端推进其内容物,以便结肠能够充分地吸收肠内容物中的水分.

由于测量时数据可能会受多种外界因素,如突然咳嗽、吞咽唾液、身体翻动及电噪声等高频干扰,又因我们感兴趣的结肠频率处于低频段,所以我们在提取数据特征前应消除高频干扰. 采用截断频率是 0.4 Hz(24 次/min)的低通滤波器先对数据进行滤波.

采用如下形式的低通滤波器的传递函数^[6]:

$$H_{LP}(z) = \frac{1-a}{2} \cdot \frac{1+z^{-1}}{1-az^{-1}}. \quad (6)$$

式(6)中 a 为待定参数, z 为复变量.

由式(6)可得:

$$|H_{LP}(e^{j\omega})|^2 = \frac{(1-a)^2(1+\cos\omega)}{2(1+a^2-2a\cos\omega)}.$$

低通滤波器的截止频率 ω_c 由下式

$$|H_{LP}(e^{j\omega_c})|^2 = 1/2$$

决定,即:

$$\frac{(1-a)^2(1+\cos\omega_c)}{2(1+a^2-2a\cos\omega_c)} = \frac{1}{2}.$$

相应的截止频率为

$$\omega_c = \cos^{-1} \left(\frac{2a}{1+a^2} \right).$$

根据上文给出的截止频率(ω_c 为 0.4 Hz),则可以定出滤波器参数

$$a = \frac{1 - \sin\omega_c}{\cos\omega_c} = \frac{1 - \sin(0.4\pi)}{\cos(0.4\pi)} = 0.1584. \quad (7)$$

该滤波器的幅频特性如图2.

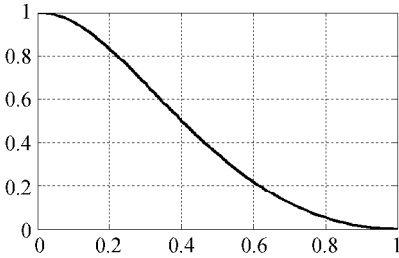
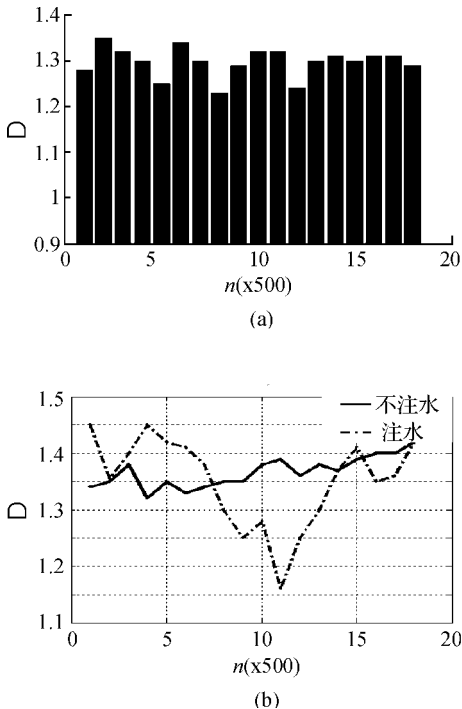


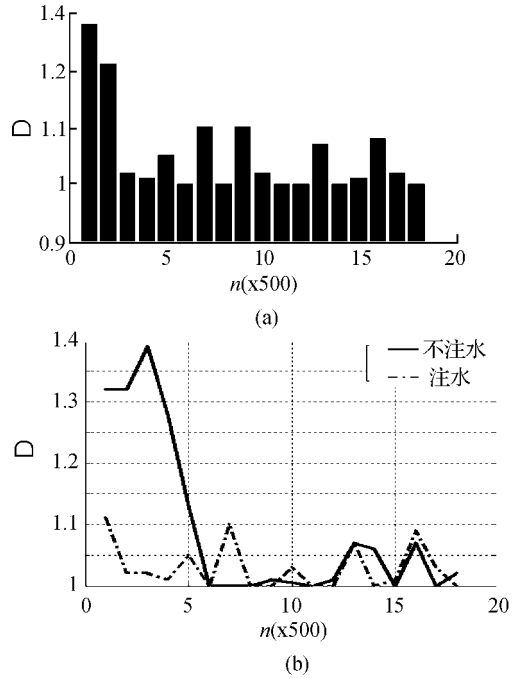
图2 低通滤波器的幅频特性图

3 压力数据的分形分析

将经过预处理的压力数据分组,采用上述算法计算其分形维数,得到了大量的计算结果.图3~4分别给出了正常受试者和异常受试者的压力数据的部分计算结果,其中图(a)为取每500个数据为一段计算得到的维数分布图,图(b)为注水之前与注水之后的比较曲线.每一种情况所对应的分形维数的标准差见表1.



(a)500 数据 / 段 (b) 注水与不注水
图3 正常受试者的分维数分布



(a)500 数据 / 段 (b) 注水与不注水
图4 异常受试者的分维分布

表1 结肠分形维数的标准差

正常受试者			异常受试者		
500 数据/段	注水	不注水	500 数据/段	注水	不注水
0.1308	0.3270	0.1131	0.3247	0.5554	0.1556

由图3和图4可以看出,受试者的分形维数受数据段影响不大.正常受试者肠道压力数据的分形维数基本保持在一个数值附近,而异常受试者的分形维数则变化较大.这说明,正常受试者肠道压力数据具有分形特性,肠道收缩运动具有自相似性.异常受试者肠道的收缩运动出现异常,因此自相似性不明显,并且数据的分维多在1附近,这说明异常受试者肠道收缩活动迟缓,肠道的动力功能已经出现了问题.

对注水和不注水的情况进行分析,在注水之后,分形维数都有很大的变动.由于注水的目的是为了模仿肠中有内容物时的动力特性,可见肠道对于有内容物之后的动力特性变化比较大,这一般发生在食物进入肠道的时候.这个阶段动力性能比较不稳定,因此对患肠道动力性能疾病的患者而言在这时出现问题的概率也很大.

对于正常的受试者,由于肠道压力性能比较

好,对于外界刺激有很强的反应,因此变化幅度较高,但是因为总体趋于稳定,所以变化频率不高;而相比之下,异常受试者的肠道动力性能较弱,对于外界刺激的反应一直处于振荡性的变化之中,不如正常受试者稳定.

4 结 论

分形学作为分形几何的分支,比传统的几何学更能反映复杂的现实世界,本文将分形理论应用于肠道动力性能的分析,以了解人体肠道的压力状况和人体肠道运动特性的具体过程.

根据结肠压力数据对结肠动力情况作出估计,是除了结肠肌电图法、结肠肠电图法外的又一种方法.结肠测压方法因其影响因素众多、介入性检查、没有统一的压力参考标准等原因,目前来说还是一种有争议的测量方法,但是它能够直接反映结肠压力的变化情况,是目前最直接的一种衡量结肠压力的方法,因此我们有必要更加深入地研究它.比如在测量过程中,尽量避免外界因素的干扰等,这样就能够比较准确地从数据中总结出衡量结肠动力状况的功率谱峰值的规律.但是,目前这种测量方法是在非生理状态下测得的,需要受试者在接受测压前要作清肠等许多准备工作,这样测得的数据或许不能代表正常生理状态下的受试者结肠动力性能的真实情况.因此,我们需要在现有的条件下,从压力数据中找出与清肠等准备工作无关的一些特征值,并以这些特征来反映结肠的动力状况.而分形算法主要研究数据的非

线性特性,直接从非线性复杂系统的本身入手,从未经过简化和抽象的处理,用这种方法可以通过研究对象本身去认识其内在的规律性,为我们准确把握结肠动力学性能提供了一种新的方法.

通过分形特征的分析,得出了以下结果:分形维数基本可以反映出肠道压力数据的部分特征.正常受试者肠道压力数据的分形维数基本保持在某个数值附近,而异常受试者的分形维数则变化较大,并且正常受试者的分维数值一般比异常受试者来得大.前者说明正常受试者肠道压力数据的自相似性比较明显,而后者则说明正常受试者结肠的收缩运动能力比异常受试者要强劲有力.

【参 考 文 献】

- [1] 周 吕,柯美云.胃肠动力学——基础与临床[M].北京:科学出版社,1999.
- [2] BASSOTTI G. Endoluminal instillation of bisacodyl in patients with severe (slow transit type) constipation is useful to test residual colonic propulsive activity[J]. Digestion, 1999, 60(1):69-73.
- [3] 张根福,张明澈,宋 安,等.结肠慢运输型便秘及治疗研究[J].中华普通外科杂志,2000,15(11):653-654.
- [4] SHONOA H, PENG B C K, GOLDBERGER B A L, et al. A new method to determine a fractal dimension of non-stationary biological time-series data[J]. Computers in Biology and Medicine, 2000,30:237-245.
- [5] 张济忠.分形[M].北京:清华大学出版社,1995.
- [6] MITRA S K. Digital Signal Processing A Computer-Based Approach Second Edition [M].北京:清华大学出版社,2001.