

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 5/00

A61B 5/0402 G06F 17/00

//G06F159 : 00



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410024885.5

[43] 公开日 2005 年 2 月 23 日

[11] 公开号 CN 1582844A

[22] 申请日 2004.6.3

[21] 申请号 200410024885.5

[71] 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

[72] 发明人 张 洪 朱贻盛

[74] 专利代理机构 上海交达专利事务所

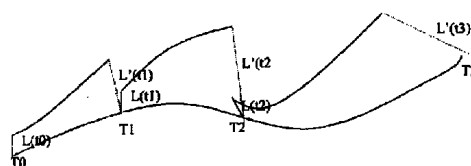
代理人 毛翠莹

权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 3 页

[54] 发明名称 缺血缺氧心率变异信号处理方法

[57] 摘要

一种基于李氏指数的缺血缺氧心率变异信号处理方法，首先对采集到的原始心电图信号进行滤波以去除基线漂移并利用差值法对信号进行平滑处理，然后对预处理后的信号进行搜索，找到一系列心电图信号的 R 波峰值点，并获得 R - R 间隔的一维时间序列，再进行相空间重构，计算李氏指数，利用在缺血缺氧期间心率变异信号的李氏指数会显著下降的特点，将得到的实验对象心率变异信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，若有明显下降则报警，从而实现临床监测脑中风。本发明方法简单，实现容易，为临床监测脑中风提供了一种简便而又可靠的新的途径。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1、一种基于李氏指数的缺血缺氧心率变异信号处理方法，其特征在于包括如下步骤：

- 1) 信号预处理：先对采集到的原始心电图信号进行滤波以去除基线漂移，然后利用差值法对信号进行平滑处理；
- 2) 获取 R-R 间隔序列：对预处理后的信号进行搜索，如果某点在设定的阈值以外且该点比其前后两点的值都要大，则记录下该点的位置，此即心电图信号的 R 波峰值点，得到一系列 R 点以后，将相邻 R 点的位置值相减，得到 R-R 间隔序列；
- 3) 计算心率变异 HRV 信号的李氏指数：获得 R-R 间隔的一维时间序列以后，进行相空间重构：设一维时间序列是 x_1, x_2, \dots, x_{N-1} ，则重构后的嵌入矢量为 $X_1, X_2, \dots, X_m, \dots, X_m = (x_m, x_{m+D}, \dots, x_{m+(M-1) \cdot D})^T$ ，其中 D 为重构延迟，M 为重构维数，重构好相空间以后，在一条重构的相空间轨迹上，找到两个近邻点，计算它们间距 $L(t_0)$ ，及其对应下一点的间距 $L(t_1)$ ，由此得到在吸引子不同位置的局部发散率，如此下去直到找完所有数据，则可以得到吸引子在最大增大速度方向的平均发散率，即李氏指数；
- 4) 将得到的实验对象 HRV 信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，如果下降值达到设定阈值，则发出报警信号，从而实现临床监测脑中风。

缺血缺氧心率变异信号处理方法

技术领域

本发明涉及一种基于李氏指数的缺血缺氧心率变异(HRV)信号处理方法,用于脑中风的临床监测,属于计算机应用领域。

背景技术

基于李氏指数(Lyapunov Exponent)的信号处理方法是为了解决临床监测脑中风的问题而提出的。据世界卫生组织(WHO)统计显示,脑病患者急剧上升,已居各类疾病的前沿。在我国,每年新发现完全性脑中风120—150万人,死亡者80—100万人,存活者中约75%致残,5年内复发率高达41%。即使在美国这样医疗条件发达的国家,医院中每年大约有7万心脏停搏病人,虽然成功地进行心脏的复苏,但仍有60%的病人都死于并发的脑缺血所造成的脑损伤,仅3—10%的病人能够恢复到发病前的状况。大脑缺血缺氧时间越长,脑病越严重、后遗症的发生率也越高。解决这一问题的关键在于找到一种合适的监测参数,防止大脑长时间的供血供养不足。在大脑出现缺血缺氧的第一时间进行报警,从而为及时的救护争取时间。

对缺血缺氧脑损伤的研究一般是针对头皮采集到的脑电波信号而展开的。但是脑电信号的采集却是需要相对较为繁琐的步骤,这为临床的推广设置了障碍。这也向人们提出了一个课题,是否可以寻找一种另外一种测量信号或是方法,替代对脑电信号的分析,并且可以对缺血缺氧的过程进行及时的警报,这样避免了脑电的采集以及预处理的大量工作和不便,也才能真正使其达到临床的实际要求。在生理学的研究中发现,心、脑之间通过植物性神经系统有着密切的联系,因此大脑的缺血缺氧最终会影响心电信号的一些特征参数。目前尚未见有关利用心电信号进行脑中风监测方法的文献报道。

发明内容

本发明的目的在于克服现有技术的不足,提供一种基于李氏指数的缺血缺

氧心率变异信号处理方法，方便简单，容易实现，可有效用于脑中风的临床监测。

为达到此目的，本发明计算大脑缺血缺氧期间 HRV 信号的李氏指数值，并和正常情况相比较，发现 HRV 信号的李氏指数值与缺血缺氧程度间有着密切的关联，可以表征 HRV 信号的统计特性的变化，由此为临床监测缺血缺氧提供了一种新的可能的途径。

本发明的技术方案中，首先对采集到的原始心电图（ECG）信号进行滤波以去除基线漂移并利用差值法对信号进行平滑处理，然后对预处理后的信号进行搜索，找到一系列心电图信号的 R 波峰值点，并获得 R-R 间隔的一维时间序列，再进行相空间重构，计算李氏指数，将得到的实验对象心率变异信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，若有明显下降则报警，从而实现临床监测脑中风。程序的实现采用 Java 语言。

本发明的基于李氏指数的缺血缺氧心率变异信号分析方法按如下步骤进行：

1). 信号预处理。

先对采集到的原始心电图（ECG）信号进行滤波，以去除基线漂移。然后利用差值法，对信号进行平滑处理，以提高数据精度。

心电信号一般有基线漂移，这会影响到准确地读取 R-R 间隔，所以先要去掉基线漂移。另外如果原始信号采样频率不够，也会影响实验的最后结果，所以对信号进行平滑处理，以提高数据精度。

2). 获取 R-R 间隔序列。

对预处理后的信号进行搜索，如果某点在设定的阈值以外且该点比其前后两点的值都要大，则记录下该点的位置，此即 ECG 信号的 R 波峰值点。得到一系列 R 点以后，将相邻 R 点的位置值相减，即可算得 R-R 间隔序列。

3). 计算心率变异 (HRV) 信号的李氏指数。

获得 R-R 间隔的一维时间序列以后，进行相空间重构：假设一维时间序列是 x_1, x_2, \dots, x_{N-1} ，则重构后的嵌入矢量为 $X_1, X_2, \dots, X_m, \dots$ ，

$X_m = (x_m, x_{m+D}, \dots, x_{m+(M-1)D})^T$ ，其中 D 为重构延迟， M 为重构维数。重构好相空间以后，在一条重构的相空间轨迹上，找到两个近邻点，计算它们间距 $L(t_0)$ ，及其对应下一点的间距 $L(t_1)$ ，由此可计算出在吸引子不同位置的局部发散率，如此下去直到找完所有数据，则可以计算出吸引子在最大增大速度方向的平均发散率，即李氏指数。

4). 将计算得到的实验对象 HRV 信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，如果下降值达到设定阈值，则发出报警信号，从而实现临床监测脑中风。

本发明利用了缺血缺氧期间心率变异信号的李氏指数会显著下降的特点，通过编程计算缺血缺氧期间心率变异信号的李氏指数，并将得到的实验对象 HRV 信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，从而实现临床监测脑中风。本发明方法简单，实现容易，为临床监测脑中风提供了一种简便而又可靠的新的途径。

附图说明

图 1 为本发明所采用的心电图信号。

图 1 中，(a) 是采集到的原始信号，(b) 是经过滤波后的信号，从中可以看到基线漂移被成功的消除了。

图 2 是通过插值法对信号进行平滑处理前后的两段信号，从中可以看到数据的精度提高了。

图 3 是经过预处理后的一段典型的心电图信号，从中可以很明显的看到 R 波峰值点的特征：在一定的阈值以外；且该点比其前后两点的值都要大。此即搜索 R 波峰值点的算法依据。

图 4 是 R-R 间隔的一维时间序列，根据此序列进行相空间重构以后，就可以计算 HRV(心率变异)信号的李氏指数。

图 5 表示李氏指数(Lyapunov Exponent)的定义。李氏指数可以用来定量刻画混沌运动，正的李氏指数是混沌的主要特征。

图 6 表示李氏指数的具体计算过程：重构好相空间以后，在一条重构的相

空间轨迹上，找到两个近邻点，计算它们间距 $L(t_0)$ ，及其对应下一点的间距 $L(t_1)$ ，由此可计算出在吸引子不同位置的局部发散率，如此下去直到找完所有数据，则可以计算出吸引子在最大增大速度方向的平均发散率，即李氏指数。

图 7 和图 8 是计算结果的图形化表达，分别取不同的运算参数，其中横坐标表示实验对象所处的状态，分别为正常、脑缺血缺氧状态下和恢复阶段，纵坐标则表示各状态所对应的李氏指数。

具体实施方式

以下结合附图对本发明的技术方案作进一步描述。

1. 信号处理：首先对采集到的原始心电图信号进行滤波，以去除基线漂移。然后利用差值法，对信号进行平滑处理，以提高数据精度。

原始信号由于受到诸多因素的影响，容易产生基线漂移，这会影响准确的读取 R-R 间隔，因为我们并不关心基线漂移的产生原因，而只在乎 R-R 间隔，因此可以直接通过滤波除去基线漂移。另外如果原始信号采样频率不够，也会影响实验的最后结果，所以要对信号进行平滑处理，以提高数据精度。图 1(a) 表示原始的 ECG 信号，图 1(b) 则是滤波后的信号，从中可以看到基线漂移被成功的消除了。图 2 是通过插值法对信号进行平滑处理前后的两段信号，从中可以看到经插值法处理后数据的精度提高了。

2. 获取 R-R 间隔序列：对预处理后的信号进行搜索，如果某点在一定的阈值以外且该点比其前后两点的值都要大，则记录下该点的位置，此即 ECG 信号的 R 波峰值点。图 3 是一段典型的 ECG 信号，从中可以很明显的看到 R 波峰值点的特征：在一定的阈值以外；且该点比其前后两点的值都要大。此即搜索 R 波峰值点的算法依据。得到一系列 R 点以后，将相邻 R 点的位置值相减，即可算得 R-R 间隔序列（如图 4 所示）。

3. 计算李氏指数：研究发现，心率在时间上是混沌的。某种程度上讲，体内功能的混沌标志着健康，而周期性行为却可能预示着疾病。因此，根据节律异常（即对混沌态的偏离）可能识别出许多疾病。李氏指数可以用来定量刻画混

沌运动，正的李氏指数是混沌的主要特征。

1). 李氏指数的定义

正的李氏指数是混沌的主要特征。对一维映射

$$x_{n+1} = f(x_n) \quad (1)$$

来说，一维映射只有一个拉伸或压缩方向。考虑初值点 x_0 和它的近邻 $x_0 + \delta x_0$ ，

用 $f(x)$ 作一次迭代后，它们之间的距离为 $\delta x_1 = f(x_0 + \delta x_0) - f(x_0) \approx f'(x_0)\delta x_0$ ，

经 n 次迭代后会指数分离（参见图 5）。李氏指数就是量度这种分离性。

$$\delta x_n = \left| f^n(x_0 + \delta x_0) - f^n(x_0) \right| = \frac{df^n(x_0)}{dx} \delta x_0 = e^{\lambda(x_0)n} \delta x_0 \quad (2)$$

式中 $\lambda(x_0)$ 就称为李氏指数。

$$\begin{aligned} \lambda(x_0) &= \lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{n} \log \left| \frac{df^n(x_0)}{dx} \right| \right) \\ &= \lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{n} \log \left| \prod_{i=0}^{n-1} f'(x_i) \right| \right) \\ &= \lim_{n \rightarrow \infty} \left(\frac{1}{n} \log \left| \sum_{i=0}^{n-1} f'(x_i) \right| \right) \end{aligned} \quad (3)$$

李氏指数作为沿轨道长期平均的结果，是一种整体特征，其值总是实数，可正可负，也可等于零。

2). 由于李氏指数表征整个混沌吸引子的一种特性，但是对于那些高维动力系统，一般只能测量其某一单变量的时间序列，例如图 4 所示的 R-R 间隔一维时间序列，这时就要用到相空间重构方法：假设一系列原始实验数据为：

x_1, x_2, \dots, x_{N-1} ，重构后的嵌入矢量为 $X_1, X_2, \dots, X_m, \dots$ ，

$X_m = (x_m, x_{m+D}, \dots, x_{m+(M-1) \cdot D})^T$ ，其中 D 为重构延迟， M 为重构维数。在重构好

相空间以后，李氏指数的具体计算过程可以从图 6 表示出来：

从嵌入矢量系列中开始选取一个基点 X_{t_0} ，并按一定标准从整个嵌入矢量系

列中寻找该点的最近邻点 X_{i_1} 。假设其各自经一次迭代后欧式距离变为 L' ，重复这一个过程，得出一系列的 $L(t_0), L(t_1), L(t_2), \dots, L(t_k)$ ，及其对应的 $L'(t_0), L'(t_1), L'(t_2), \dots, L'(t_k)$ ，计算李氏指数可采用如下方程：

$$\lambda = \frac{1}{T_Q - T_0} \sum_{k=1}^Q \log_2 \frac{L(t_k)}{L(t_{k-1})}$$

其中 Q 为所有可能找到的点对（即基点与其最近邻点）数目；

$$T_Q - T_0 = Q * I * H。$$

我们在这里引入两个在计算中需要用到的重要公式。

重构相空间任意两点 X_m 和 X_n 间的欧氏距离：

$$d = \sqrt{(x_m - x_n)^2 + (x_{m+D} - x_{n+D})^2 + (x_{m+2D} - x_{n+2D})^2 + \dots + (x_{m+(M-1)*D} - x_{n+(M-1)*D})^2}$$

重构相空间角度误差计算公式：

$$A = \cos^{-1} \left\{ \sum_{i=1}^M [(pt1[i] - pt3[i]) * (pt1[i] - pt2[i])] / (D_3 * D_2) \right\}$$

其中

$$pt1[i] = x_{t_0+i*D}$$

$$pt2[i] = x_{t_1+i*D}$$

$$pt3[i] = x_{t_2+i*D}$$

$$D_3 = \sqrt{(x_{t_2} - x_{t_0+I})^2 + (x_{t_2+D} - x_{t_0+I+D})^2 + \dots + (x_{t_2+(M-1)*D} - x_{t_0+(M-1)*D+I})^2}$$

$$D_2 = \sqrt{(x_{t_1+I} - x_{t_0+I})^2 + (x_{t_1+D+I} - x_{t_0+D+I})^2 + \dots + (x_{t_1+(M-1)*D+I} - x_{t_0+(M-1)*D+I})^2}$$

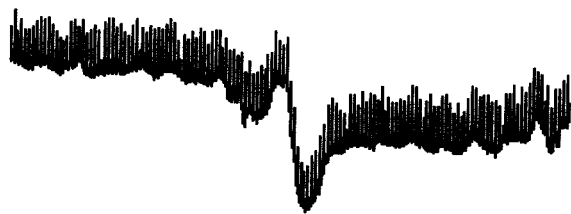
4. 将计算得到的实验对象 HRV 信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，如果有明显的下降，下降值达到事先设定的某个阈值，则发出报警信号，从而实现临床监测脑中风。

图 7 和图 8 是计算结果的图形化表达，分别取不同的运算参数，其中横坐

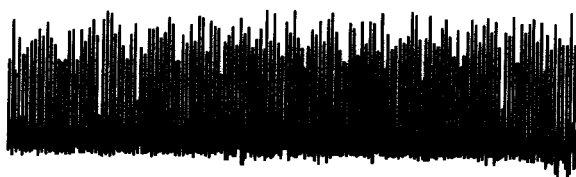
标表示实验对象所处的状态，分别为正常(normal)、脑缺血缺氧状态下(during HI brain injury)和恢复阶段(recovering)，纵坐标则表示各状态所对应的李氏指数。

从运算结果的图表可以清楚的看到，实验对象在脑缺血缺氧期间，HRV 信号的李氏指数有明显的降低，但是随着缺氧的结束又迅速恢复到原始的水平。从而证实了先前的构想，即通过计算 HRV 的李氏指数来监测脑中风。

结果表明李氏指数值反映了自主神经系统对心脏的调控能力，在脑损伤的过程中，自主神经系统受到明显影响，李氏指数值显著降低，说明神经系统对心脏的调控能力差。我们可以看到李氏指数对缺血缺氧是敏感的，可以表征 HRV 统计特性的变化。从而为临床监测缺血缺氧提供了一种新的可能的途径。特别的，本发明实施例中算法是采用 Java 语言编程实现的，这主要是利用 Java 语言的平台独立性，以便今后进一步采集临床数据进行算法验证时，程序可以很方便的移植。也为实验室的产业化课题打下初步的基础。



(a)



(b)

图 1

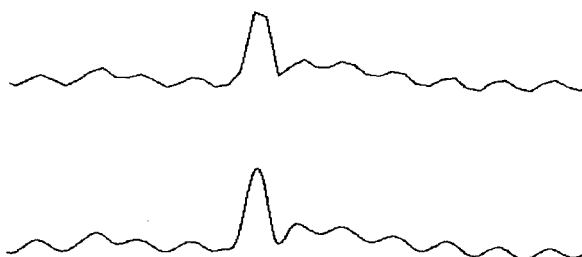


图 2

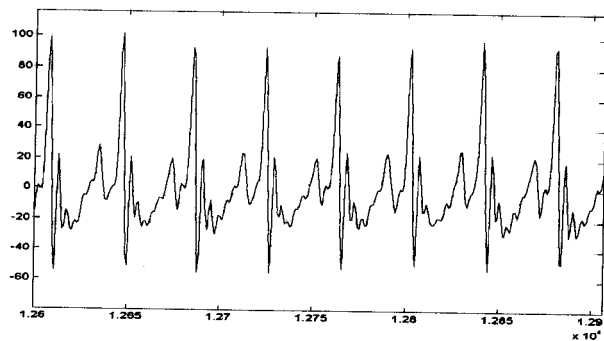


图 3

91	-	912500
91	-	987500
92	-	337500
92	-	162500
92	-	362500
92	-	275000
91	-	962500
91	-	800000
91	-	737500
92	-	000000
92	-	162500
92	-	337500
92	-	337500
92	-	262500
92	-	125000
91	-	750000
91	-	625000
91	-	850000
92	-	237500
92	-	262500
92	-	325000

图 4

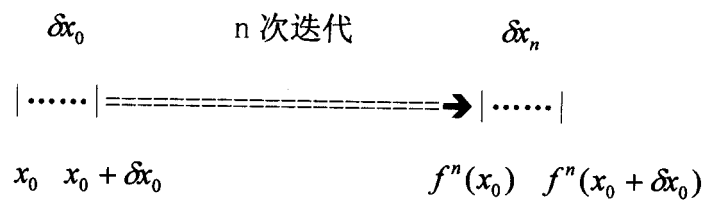


图 5

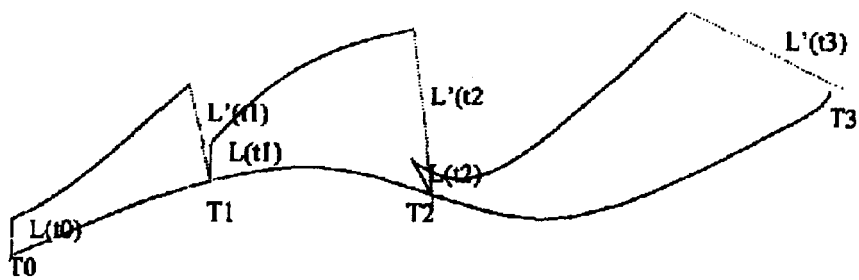


图 6

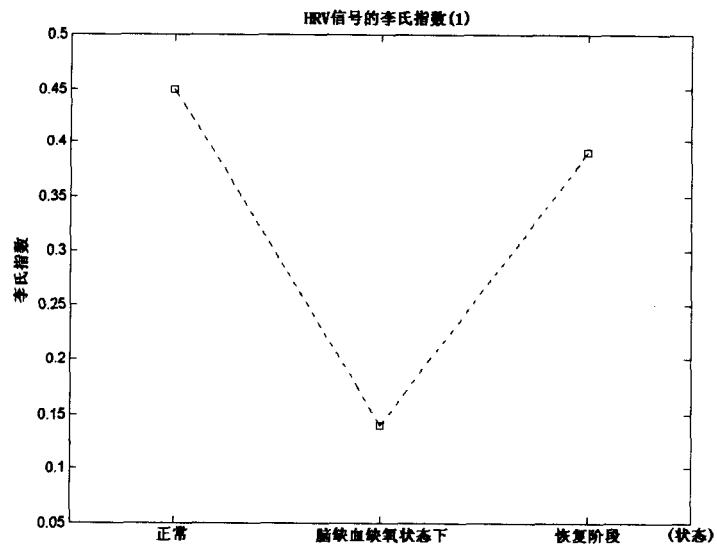


图 7

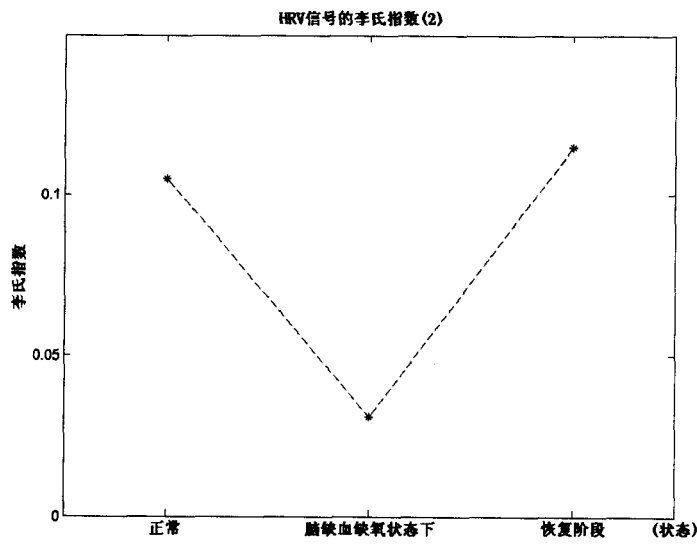


图 8

专利名称(译)	缺血缺氧心率变异信号处理方法		
公开(公告)号	CN1582844A	公开(公告)日	2005-02-23
申请号	CN200410024885.5	申请日	2004-06-03
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	张洪 朱贻盛		
发明人	张洪 朱贻盛		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0402 G06F17/00		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于李氏指数的缺血缺氧心率变异信号处理方法，首先对采集到的原始心电图信号进行滤波以去除基线漂移并利用差值法对信号进行平滑处理，然后对预处理后的信号进行搜索，找到一系列心电图信号的R波峰值点，并获得R - R间隔的一维时间序列，再进行相空间重构，计算李氏指数，利用在缺血缺氧期间心率变异信号的李氏指数会显著下降的特点，将得到的实验对象心率变异信号的李氏指数和正常情况下的参考值作比较，若有明显下降则报警，从而实现临床监测脑中风。本发明方法简单，实现容易，为临床监测脑中风提供了一种简便而又可靠的新的途径。

