



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101897574 A

(43) 申请公布日 2010. 12. 01

(21) 申请号 200910057312. 5

(22) 申请日 2009. 05. 26

(71) 申请人 上海艾康菲医疗器械技术有限公司

地址 201206 上海市浦东新区瑞庆路 528 号
20 幢乙 6 层

(72) 发明人 张琴舜

(74) 专利代理机构 上海信好专利代理事务所

(普通合伙) 31249

代理人 姜玉芳

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006. 01)

G01P 3/66 (2006. 01)

G01R 23/16 (2006. 01)

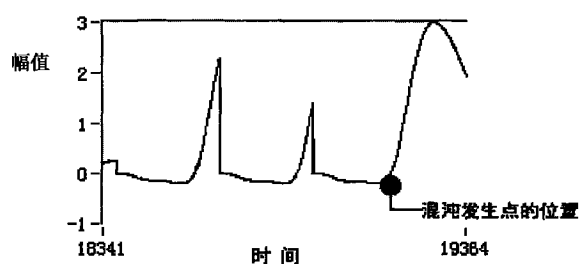
权利要求书 1 页 说明书 7 页 附图 6 页

(54) 发明名称

脉搏波传导速度的混沌计算方法

(57) 摘要

一种脉搏波传导速度的混沌计算方法, 利用混沌技术具有对微弱信号敏感及能进行有效的统计处理的特性, 采用混沌技术, 使 PWV 测量精度及重复一致性大大提高。



1. 一种脉搏波传导速度的混沌计算方法,其特征在于,包含以下步骤:

步骤 1、分别计算起始点位置;

步骤 2、计算脉搏波从心脏传导到肢端所用的时间: $T = t_a - t_b$;

步骤 3、测量心脏到肢端之间的距离,即两脉搏波之间的距离 L ;

步骤 4、计算得到 PWV;

$PWV = L/T$ 。

2. 如权利要求 1 所述的脉搏波传导速度的混沌计算方法,其特征在于,所述的步骤 1 包含以下步骤:

步骤 1.1、计算心脏处脉搏波的起始点 t_a 位置;

步骤 1.2、计算远离心脏的肢端处脉搏波的起始点 t_b 位置。

3. 如权利要求 2 所述的脉搏波传导速度的混沌计算方法,其特征在于,所述的步骤 1.1 包含以下步骤:

步骤 1.1.1、进行混沌算法;

$$Y'(t) = J(t)Y(t) \quad (3.1)$$

$J(t)$ 是式 3.0 所构造的 Duffing Moon Holmes 系统线性化后的状态描述矩阵。

对于一个已知动力系统,它的基本解通过矩阵表达可以写作:

$$Y(t) = Q(t)R(t) \quad (3.2)$$

Q 是一个正交矩阵, R 是一个对角元素都为正数的上三角矩阵,代入式 (3.1),则得:

$$Q'(t)R(t) + Q(t)R'(t) = J(t)Q(t)R(t) \quad (3.3)$$

由矩阵性质得:

$$R'(t) = (Q^T(t)J(t)Q(t))R(t) \quad (3.4)$$

步骤 1.1.2、采用 Lyapunov 算法进行混沌判断,判断系统是否发生混沌;

根据式 (3.2) 和 (3.4) 得到 Lyapunov 特性指数为:

$$Lyapunov(t) = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{R'(t)}{t} \quad (3.5)$$

若混沌系统的最大 Lyapunov 特性指数小于零,说明系统是非混沌的,

最大 Lyapunov 特性指数大于零,是系统处于混沌状态的充要条件,当系统的最大 Lyapunov 特性指数大于零时,此时的时间点“ t ”就是心脏处脉搏波的起始点 t_a 。

4. 如权利要求 2 所述的脉搏波传导速度的混沌计算方法,其特征在于,所述的步骤 1.2 包含以下步骤:

步骤 1.2.1、实测肢端处的脉搏波波形;

步骤 1.2.2、对步骤 1.2.1 得到的波形进行功率谱分析,得到频谱图;

步骤 1.2.3、对频谱图中的峰值进行分析,得到峰值处的频率 f (角频率 $\omega = 2\pi f$) 和幅值 r ;

步骤 1.2.4、将步骤 1.2.3 得到的角频率和幅值代入混沌函数,计算得到肢端处脉搏波的起始点 $t_b = t$;

$$x''(t) + kx'(t) - ax(t) + b^3(t) = r_1 \cos(\omega_1 t) + r_2 \cos(\omega_2 t) + r_3 \cos(\omega_3 t) \quad (3.6)$$

其中 r_1 、 r_2 、 r_3 、 ω_1 、 ω_2 、 ω_3 是根据 PWV 相应波形经功率谱分析求得,根据混沌函数的特性就可快速算出起始点的正确位置。

脉搏波传导速度的混沌计算方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学上对脉搏波传导速度的混沌计算方法。

背景技术

[0002] 所谓 PWV,指的是脉搏波在动脉系统的两个既定点间的传播速度, PWV 是测量沿着动脉段的压力波速度,测量的理论基础取决于 Moens-Korteweg 公式: $PWV^2 = (杨氏模量 \cdot h / 2r \rho)$, ρ 为血液密度(通常在 1.05 左右), $h/2r$ 为管壁厚度/动脉内直径。杨氏模量代表弹性材料硬度的物理参数。

[0003] 在实践中, PWV 是由距离/两个脉搏测量点的传输时间计算出的。对其深入的实验研究中, PWV 能够测量在同一动脉同一路径上的位点(例如,大动脉)。然而,在一个无创的临床研究中,这两个测量位点是在人体体表的可触摸到的体表的动脉(通常在颈动脉和股动脉之间测量大动脉的 PWV,颈动脉和肱动脉之间测量上肢 PWV,颈动脉和桡动脉测量手臂的 PWV,股动脉和胫骨动脉测量大腿的 PWV);严格地说,这些位点不总是在脉搏传输的同一路径上。这种技术在测量上的局限性是这种方法主要问题。

[0004] 除了年龄,动脉粥样硬度和动脉僵硬度, PWV 值也随着血压的升高而升高,取决于包括杨氏模量的血管壁的自然弹性。这是 PWV 检测的第二个问题。在对血管性能的实际效果进行估算之前已排除影响血压的变化。尽管有这些限制因素,因为它的原理简单, PWV 检测方法正在被广泛的应用,而且 PWV 不受反射波的影响。

[0005] 水锤公式

[0006] 特征性阻抗 (Z_c) 是另一项测量动脉僵硬度的指标,它能够通过测量脉压和流速波及其相关的频率组分获得。当 PWV 和 Z_c 表示为 cm/s 或 $dyne \cdot s/cm^3$ 公式如下: $Z_c = 1.330 \cdot PP(mmHg) / \max F(cm/s) = PWV \cdot \rho$ ($\rho = 1.05$)。这个被称为水锤公式,它与 PWV 及压力和流量有直接的关系。

[0007] 根据 Moens-Korteweg 方程, PWV 与弹性系数的平方根成正比,由于动脉弹性的减低,脉搏波在动脉系统的传播速度加快了。近年来,由于 PWV 与动脉僵硬度的这种正相关性,再加上它的测量方法简便易行而又没有创伤,所以,被广泛应用来作为评估动脉僵硬度的一个指标。

[0008] Siebenhofer 等的研究结果更显示,经过培训的不同研究人员之间所测得的 PWV 值几乎相同,显示了极好的可重复性。Asmar 教授 1995 年采用全自动测量的 Complior 检验了 PWV 测量的重复性,结果进一步说明 PWV 检测具有极好的重复性。目前,这种测量方法已经成为 PWV 检测的“金标准”。

[0009] PWV 与各种疾病的关系:

[0010] 1)PWV 与动脉硬化:动脉僵硬度与年龄呈正相关,这主要是由于血管壁中层退行性变,中层胶原含量增加,导致弹力层随着年龄的增长而断裂,伴有中层纤维化和钙化。其它相关因素包括性别、吸烟、高血压、糖尿病、高胆固醇血症等。而高血压、动脉退行性变、心血管疾病又加剧了动脉硬化的进程,这种变化尤以中心弹力血管,如主动脉为显著。动脉硬

化又导致了大动脉缓冲功能障碍,引起脉压 (PP) 以及收缩压 (SBP) 不成比例地增加,由此,引发了左室后负荷的增加以及冠状动脉缺血的加重,冠状动脉灌注压降低,收缩期压力跃升,增加收缩末期左室应力,导致左室肥厚。

[0011] 2)PWV 与终末期肾病 (ESRD) 患者心血管疾病危险性的预测:ESRD 患者是心血管疾病的高危人群。流行病学调查及临床研究表明,大血管损害是 ESRD 患者心血管疾病高发病率及死亡率的主要辅助因子,大血管疾病在尿毒症患者中进展尤为迅速。PWV 在 ESRD 患者中的预测作用不容忽视。

[0012] 3)PWV 与糖尿病:动脉硬度的增加是糖尿病患者的另一个特征,这可能是由于循环中糖基化终末产物增加的缘故。而且,在 II 型糖尿病患者中,连续动脉血压监测发现,BP 升高是一个普遍现象。动脉硬度增加与糖尿病、高血糖、高胰岛素血症以及糖耐量异常有关。在年长一些的成年人中,研究显示,胰岛素抵抗、高胰岛素血症以及高血糖可能促进了动脉硬化的发生与发展,这种作用独立于年龄而存在。高血糖可以激活胶原蛋白分解,导致蛋白多糖沉积于动脉壁,从而引起动脉壁的破坏、硬化。II 型糖尿病增加某些类型大血管疾病的危险性。在西方人群中,CHD 是 II 型糖尿病患者最常见的死亡原因,糖尿病人群死于 CHD 的危险性约增加了 3 倍,非致死性心梗和充血性心衰的危险性增长幅度相类似。肾脏病变是 II 型糖尿病的一个常见的微血管并发症。在长期研究中,确诊为糖尿病 20 年以上的患者肾脏病变的累积发生率约为 27% -60%,出现蛋白尿后 10 年 ESRD 的发生率约为 10% -35%,糖尿病是大部分西方人 ESRD 的主要原因。伴有糖尿病的 ESRD 患者心血管疾病死亡率更高,这可能是由于糖尿病加剧了患者动脉硬化的程度。PWV 是一个极强的心血管病死亡以及总死亡的预测因子。关于 PWV 对 ESRD 患者心血管疾病发病风险的预测因子。PWV 在心血管疾病防治方面的应用前景与展望。

[0013] 4)PWV 与高血压:PWV 和动脉壁僵硬程度相关,较高的 PWV 表明了较高的僵硬度。为了降低高血压病人的死亡率,应该将血压降低到何种程度,这是一个争论中的问题。有研究表明,高血压病人血压的深度降低与较低的心血管事件相关联;将血压控制在严格的范围内,可以降低 II 型糖尿病人的大血管和微血管并发症的危险,这种降低与治疗用药的种类没有关系。提示深度降压可能对高血压病人的动脉壁有好处。一项近期的研究观察到,187 个经降压治疗后血压达到 150/87mmHg 的高血压病人在 6 年的随访期间有主动脉加速僵硬的现象,表明如果血压降得更低一点,或许可以防止主动脉僵硬化。理论上,血压的急剧下降会延缓脉搏波沿动脉壁的传播,从而降低 PWV。那么,让血压在较长期间内维持在下降后的水平是否会更好地改善 PWV 呢? Atsuhiko Ichihara 等研究了深度降压和适度降压对无糖尿病的高血压病人的动脉壁僵硬度的长期影响。该项研究用测量 baPWV (肱踝脉搏波传导速度) 的方法来评估动脉壁僵硬度。评估和比较了在降压治疗后 3 个月、6 个月、9 个月和 12 个月的 PWV 变化 (Δ PWV) 和血压变化 (Δ BP) 的比值。结果表明,适度降压没有能降低高血压病人的 PWV,而深度降压显著地降低了高血压病人的 PWV。虽然 PWV 反映了功能性和解剖学动脉壁弹性,本项研究的结果却提示,如果深度降压至接近正常水平,并维持至少 12 个月,解剖学弹性是可以改善的。因此,PWV 不仅可以预报高血压病人的心血管死亡率和发病率,还可以作为高血压长期治疗血压控制的指标。

[0014] 在心血管疾病中,近来特别提出了动脉僵硬度增大是血管损伤的病理状态,与动脉粥样硬化型心血管病紧密相连。而脉搏波传导速度 (PWV) 是动脉硬度的指示器和动脉损

伤的标志量。测量臂踝 PWV (baP-WV) 作为一个替代标志量,可以用于动脉粥样硬化型心血管病的诊断和管理。

[0015] 欧洲著名实验室 Framingham 的研究表明,高血压发病率随年龄增高而增加,年龄超过 60 岁后,脉压增加和舒张压降低是大动脉弹性降低的表现,高血压实际上加速了大动脉僵硬的发展过程。早期收缩压增加是外周血管阻力增加造成,而晚期收缩压增加则主要是大动脉弹性降低所致。左室射血产生对血管的压力,形成沿血管壁传播的压力搏动,即 PWV。脉搏波在动脉系统的某一分叉处会产生波反射,主要取决于反射系数和动脉僵硬度。正常时, PWV 相对较低,反射波叠加于主动脉压力波形的舒张期,这对机体是有益的。而随年龄增高,动脉壁结构发生改变,动脉弹性降低, PWV 明显增加。血压升高时,使动脉管壁张力增大,长期高血压状态会导致血管壁结构改变。因此,衰老和高血压共同作用的结果是动脉弹性降低。PWV 增加、发射位置距离心脏较近时,导致收缩压峰值增大,舒张压降低,脉压水平升高。平均舒张压降低,导致冠状动脉灌注降低,收缩晚期压力跃升,导致左室肥厚。

[0016] PWV 是判断与心脑血管疾病有密切关系的外周动脉壁硬化程度的指标。运用“当动脉硬化时由心脏输出的血液产生的波动(脉搏波)的传导速度会加快”这一原理,测量 2 次心跳之间的波动(脉搏波)传导速度,判断血管的弹性程度。外周动脉硬化的进展有先于冠状动脉硬化的倾向,因此 PWV 可以作为将来患冠状动脉粥样硬化疾病风险的评估指标,是心脑血管疾病的最佳预测指标。PWV 对所有死因尤其心血管疾病的死亡是非常有意义的独立预测因素。

[0017] 鉴于 PWV 与动脉硬化及高血压的关系, PWV 测量近年来被广泛使用。Blacher 等对约 530 名高血压患者所做的研究提示,根据 Framingham 方程式, PWV 与 AA(氨基酸)的存在及程度具有显著相关性,而且, PWV > 13mPs 作为心血管疾病发生危险性的强预测因子具有很高的应用价值。在没有动脉粥样硬化的患者中,随着 PWV 的升高,心肌梗死(MI)、冠心病(CHD)、CHD 死亡率、中风、心血管疾病(CVD)以及 CVD 死亡率都随之上升。所有心血管疾病的危险因子与 PWV 的升高呈线性相关。而且,在任何一个年龄,大动脉 PWV 都是心血管疾病死亡率最好的预测因子。60 岁以上人群中, PWV > 13-15m/s 发生心血管病死亡的相对危险度(OR 值)为 7.11。Asmar 等对 1470 名原发性高血压患者的横断面研究也表明, PWV 的升高与 CVD 的存在具有显著相关性,这种相关性独立于抗高血压治疗而存在。

[0018] Boutouyrie 等对 1045 例临床无心血管病的高血压患者进行了研究,在基线测量患者的 PWV,并根据性别、年龄、血压、胆固醇、糖尿病和吸烟情况计算 Framingham 危险评分,评估冠心病发生危险,平均随访期为 5.17 年。结果显示,在随访期共发生了 53 次冠脉事件和 97 次心血管事件。经单变量分析, PWV 传播速度增加者,冠脉事件和心血管事件发病危险增加; PWV 增加一个标准差(3.15m/s),发生冠脉事件的相对危险为 11.42($P < 0.01$),发生心血管事件的相对危险为 11.41($P < 0.001$)。多变量分析显示,对 Framingham 危险评分因素进行校正后, PWV 增加一个标准差,发生冠脉事件的相对危险为 11.34($P = 0.039$);对众所周知的危险因素进行校正后,发生冠脉事件的相对危险为 11.39($P = 0.01$)。研究者认为, PWV 测定有助于确定冠心病高危病人,使这部分病人从更加积极的治疗中获益。

[0019] 综上所述,脉搏波传导速度 PWV 是一个较为灵敏的显示血管弹性的指标,在没有发展为高血压之前,在动脉粥样硬化发展之中,就可能影响血管弹性,此时应用 PWV 测定仪进行早期监测及干预,对老年心血管疾病的预防和治疗起到积极的监控作用。

[0020] 在 1999 年的法国, PWV 最初被认为是心血管疾病还包括晚期肾病患者患者 (ESRD) 的独立的危害因素的前瞻性研究。在这项研究中, $PWV \geq 12m/s$ 的比率相对于 $PWV \leq 9.4m/s$ 的死亡率为 5.4。这项队列研究在同一所研究机构另一篇文献也验证了 PWV 的准确性。据有 ESRD 的患者比没有患此病的患者具有更高的死亡率和发病率; 因此, 有相当数量的人关注 PWV 检测心血管疾病的可预知性。然而, 最近的同龄研究证实 PWV 检测的预见性价值。

[0021] 另一个问题就是 PWV 的预见性是否是具有潜在的心血管疾病的患者或者是否高的 PWV 值代表患有心血管疾病。若干的研究暗示这两种现象都有可能。Cruickshank 等人建议 PWV 可能是心血管的危害因素综合指数 (如, 高血压或者糖尿病的持续时间), 可以预测先天性心血管疾病。相反的, 明显的心血管疾病患者具有高的 PWV 值。

[0022] 除了对大规模人口进行研究获得的证据, 另一个问题是两种方法在临床环境的可用性。医师相对于常规的血压测量不容易获得 PWA 和 PWV 值。这个测量需要特殊的设备和训练有素的操作者同时需要新的医疗技术。他们通常需要病人仰卧着进行测量。尽管有这些缺点, 当通过大规模的人研究的有效的方法和在临床环境中有用的测量变得清晰, PWA 和 PWV 将会是心血管医师的必要的工具。

[0023] 多项研究表明正常的人随着年龄的增长其主动脉 PWV 值会逐步升高, 表现为主动脉搏的衰退和僵硬。这样的升高会使高血压患者和心脏病患者的病情加重。研究还表现为桡神经的后收缩压得扩增的增长, 颈动脉和主脉压随着年龄的增长而增加。相反的, 弗莱明起初的研究数据, 证实主动脉 PWV 的增长与年龄的关系。Adji 等人报道说心血管病人 AIX 指数的增长打折可能归功于日常多种心血管疾病药物的作用。他们还指出 AIX 指数在药物治疗的情况下很容易变化; 然而, PWV 却不是这样。AIX 也是依靠流动波外形, 如果有相对的后收缩流动的减少, 它可能不会随着年龄增加而升高。这些观点暗示 AIX 和 PWV 检测在临床环境中具有不同的作用。运用 PWV 检测, 临床医师可以了解血管僵硬, 可以反映病人的患病史。通过测量 AIX 值可以评估疗效者的药物治疗和正常心室射血。降低的 AIX 值可以减速动脉僵硬度的进程。

[0024] 另一个仍待解决的问题是设备, 这两个指数都影响着心血管系统。一个大动脉疾病的恶性循环被建议, 其中高中央大动脉造成动脉扩张并加速弹性纤维断裂 (图 10)。这个理论基于工程原理和人类提供的供观察的研究成果; 然而, 他还不能通过实验和人类的研究提供直接的证明, 因为过去的 20 年在弹性动脉中有弹性破裂需要八亿搏动的延伸。此外, 他还不清楚这个理论可以应用于肌性动脉; 举例来说, 冠状动脉和周围动脉的靶器官。最近的研究表明, 脉压与冠状动脉的破裂有关, 而且比以前所认为的更加深入; 因此, 将来应该有关于动脉僵硬度的发病率的调查。

[0025] 现代科技已经带来先进的工具以评估临床医学中主动脉血流和中央动脉僵硬。尽管很多问题尚待解决, 正如 100 年前袖带式血压计那样, 新方法有对心血管研究和实践创新的潜力。

[0026] 对 PWV 的前瞻性的研究, 会提供新的策略以治疗心血管疾病。

[0027] 传统 PWV 计算方法如下:

[0028] 脉搏波的起始点是测量 PWV 的关键, 起始点为脉搏波启动的时间点, 传播时间 $T = \text{起始点 1 的时刻} - \text{起始点 2 的时刻} = t_a - t_b$, 起始点 t_a 和 t_b 随测量对象位置的变化而变化, 如果是测量下肢的 PWV 值, 则起始点 t_a 为心电图波形的起始时间点, 而起始点 t_b 为股动脉

脉搏波的起始时间点, $PWV = L/T$, L 是所测两脉搏波的距离。一般的测量方法如下:

[0029] 峰值比例法是先求出脉搏波的最高点(峰值),然后以峰值的 10%作为起始点。

[0030] 导数法就是以脉搏波的导数最大值作为起始点。

[0031] 切线交叉法是以脉搏波基线与上升曲线的交点作为起始点。

[0032] 拐点法是求脉搏波二次导数来确定起始点。

[0033] 而上述这些检测方法的共同缺点是噪声处理不够,而起始点位置的信号小,噪声污染严重。

[0034] 混沌技术具有对微弱信号敏感及能进行有效的统计处理的特性,Duffing 系统方程是由 Duffing(1918),Moon 和 Holmes(1979,1980) 提出的,方程原型是非线性单摆的受迫振动方程,而混沌基本函数采用 Duffing Moon Holmes 系统模型:

$$[0035] \quad x''(t) + kx'(t) - ax(t) + b^3(t) = r \cos(\omega t) \quad (3.0)$$

发明内容

[0036] 本发明提供一种脉搏波传导速度的混沌计算方法,利用混沌技术具有对微弱信号敏感及能进行有效的统计处理的特性,采用混沌技术,使 PWV 测量精度及重复一致性大大提高。

[0037] 为了达到上述目的,本发明提供一种脉搏波传导速度的混沌计算方法,其包含以下步骤:

[0038] 步骤 1、分别计算起始点位置;

[0039] 步骤 1.1、计算心脏处脉搏波的起始点 t_a 位置;

[0040] 步骤 1.1.1、进行混沌算法;

$$[0041] \quad Y'(t) = J(t)Y(t) \quad (3.1)$$

[0042] $J(t)$ 是式 3.0 所构造的 Duffing Moon Holmes 系统线性化后的状态描述矩阵。

[0043] 对于一个已知动力系统,它的基本解通过矩阵表达可以写作:

$$[0044] \quad Y(t) = Q(t)R(t) \quad (3.2)$$

[0045] Q 是一个正交矩阵, R 是一个对角元素都为正数的上三角矩阵,代入式 (3.1),则得:

$$[0046] \quad Q'(t)R(t) + Q(t)R'(t) = J(t)Q(t)R(t) \quad (3.3)$$

[0047] 由矩阵性质得:

$$[0048] \quad R'(t) = (Q^T(t)J(t)Q(t)) \quad (3.4)$$

[0049] 步骤 1.1.2、采用 Lyapunov 算法进行混沌判断,判断系统是否发生混沌;

[0050] 根据式 (3.2) 和 (3.4) 得到 Lyapunov 特性指数为:

[0051]

$$Lyapunov(t) = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{R'(t)}{t} \quad (3.5)$$

[0052] 若混沌系统的最大 Lyapunov 特性指数小于零,说明系统是非混沌的,最大 Lyapunov 特性指数大于零,是系统处于混沌状态的充要条件,当系统的最大 Lyapunov 特性指数大于零时,此时的时间点“ t ”就是心脏处脉搏波的起始点 t_a 。

[0053] 步骤 1.2、计算远离心脏的肢端处脉搏波的起始点 t_b 位置;

- [0054] 步骤 1.2.1、实测肢端处的脉搏波波形；
- [0055] 步骤 1.2.2、对步骤 1.2.1 得到的波形进行功率谱分析，得到频谱图；
- [0056] 步骤 1.2.3、对频谱图中的峰值进行分析，得到峰值处的频率 f (角频率 $\omega = 2\pi f$) 和幅值 r ；
- [0057] 步骤 1.2.4、将步骤 1.2.3 得到的角频率和幅值代入混沌函数，计算得到肢端处脉搏波的起始点 $t_b = t$ ；
- [0058]
$$x''(t) + kx'(t) - ax(t) + b^3(t) = r_1 \cos(\omega_1 t) + r_2 \cos(\omega_2 t) + r_3 \cos(\omega_3 t)$$
- [0059] (3.6)
- [0060] 其中 r_1 、 r_2 、 r_3 、 ω_1 、 ω_2 、 ω_3 是根据 PWV 相应波形经功率谱分析求得，根据混沌函数的特性就可快速算出起始点的正确位置；
- [0061] 步骤 2、计算脉搏波从心脏传导到肢端所用的时间： $T = t_a - t_b$ ；
- [0062] 步骤 3、测量心脏到肢端之间的距离，即两脉搏波之间的距离 L ；
- [0063] 步骤 4、计算得到 PWV；
- [0064] $PWV = L/T$ 。
- [0065] 本发明采用混沌技术，使 PWV 测量精度及重复一致性大大提高。

附图说明

- [0066] 图 1 是本发明的具体实施例中提供的实测的股动脉脉搏波的波形图；
- [0067] 图 2 是对图 1 的波形进行功率谱分析得到的频谱波形图；
- [0068] 图 3 是一组实施例中系统没有发生混沌时的实测波形图；
- [0069] 图 3A 是对应式 (3.6) 的相平面图；
- [0070] 图 3B 是脉搏波的波形图；
- [0071] 图 3C 是对应式 (3.6) 的时序响应曲线；
- [0072] 图 4 是另一组实施例中系统没有发生混沌时的实测波形图；
- [0073] 图 4A 是对应式 (3.6) 的相平面图；
- [0074] 图 4B 是脉搏波的波形图；
- [0075] 图 4C 是对应式 (3.6) 的时序响应曲线；
- [0076] 图 5 是实施例中系统发生混沌时的实测波形图；
- [0077] 图 5A 是对应式 (3.6) 的相平面图；
- [0078] 图 5B 是脉搏波的波形图；
- [0079] 图 5C 是对应式 (3.6) 的时序响应曲线；
- [0080] 图 6 是本发明实的具体施例中提供的实测的脉搏波心电图波形。

具体实施方式

- [0081] 以下根据图 1- 图 6，具体说明本发明的较佳实施方式：
- [0082] 一种脉搏波传导速度的混沌计算方法，其包含以下步骤：
- [0083] 步骤 1、分别计算起始点位置；
- [0084] 步骤 1.1、计算心脏处脉搏波的起始点 t_a 位置；
- [0085] 步骤 1.1.1、进行混沌算法；

$$[0086] \quad Y'(t) = J(t)Y(t) \quad (3.1)$$

[0087] $J(t)$ 是式 3.0 所构造的 Duffing Moon Holmes 系统线性化后的状态描述矩阵。

[0088] 对于一个已知动力系统,它的基本解通过矩阵表达可以写作:

$$[0089] \quad Y(t) = Q(t)R(t) \quad (3.2)$$

[0090] Q 是一个正交矩阵, R 是一个对角元素都为正数的上三角矩阵,代入式 (3.1),则得:

$$[0091] \quad Q'(t)R(t) + Q(t)R'(t) = J(t)Q(t)R(t) \quad (3.3)$$

[0092] 由矩阵性质得:

$$[0093] \quad R'(t) = (Q^T(t)J(t)Q(t)) \quad (3.4)$$

[0094] 步骤 1.1.2、采用 Lyapunov 算法进行混沌判断,判断系统是否发生混沌;

[0095] 根据式 (3.2) 和 (3.4) 得到 Lyapunov 特性指数为:

[0096]

$$Lyapunov(t) = \lim_{t \rightarrow \infty} \frac{R'(t)}{t} \quad (3.5)$$

[0097] 图 6 是实测的脉搏波心电图波形;

[0098] 如图 3 和图 4 所示,系统还未发生混沌;

[0099] 如图 5 所示,系统发生混沌,混沌发生点的位置如图 5B 所示,在图 5A 中,此时对应的脉搏波的起始点为波值 = 0.02 (波值是脉搏波各点对应的电压值),这时由式 (3.5) 求出的 Lyapunov 特性指数值为最大值,如图 5B 所示,相应时间点为 18965,将其乘上采样时间间隔 0.003s,即为 56.895 秒。即 $t_a = 56.895$ 秒;

[0100] 步骤 1.2、计算远离心脏的肢端处脉搏波的起始点 t_b 位置;

[0101] 步骤 1.2.1、实测肢端处的脉搏波波形 (如图 1 所示);

[0102] 步骤 1.2.2、对步骤 1.2.1 得到的波形进行功率谱分析,得到频谱图 (如图 2 所示);

[0103] 步骤 1.2.3、对频谱图中的峰值进行分析,得到峰值处的频率 f (角频率 $\omega = 2\pi f$) 和幅值 r (如图 2 所示);

$$[0104] \quad r_1 = 0.0245; r_2 = 0.0175; r_3 = 0.009;$$

$$[0105] \quad f_1 = 9; f_2 = 18; f_3 = 26;$$

$$[0106] \quad \omega_1 = 2\pi f_1; \omega_2 = 2\pi f_2; \omega_3 = 2\pi f_3;$$

[0107] 步骤 1.2.4、将步骤 1.2.3 得到的角频率和幅值代入混沌函数:

$$[0108] \quad x''(t) + kx'(t) - ax(t) + b^3(t) = r_1 \cos(\omega_1 t) + r_2 \cos(\omega_2 t) + r_3 \cos(\omega_3 t)$$

$$[0109] \quad (3.6)$$

[0110] 计算得到肢端处脉搏波的起始点 $t_b = 56.782$ 秒;

[0111] 步骤 2、计算脉搏波从心脏传导到肢端所用的时间:

$$[0112] \quad T = t_a - t_b = 56.895 - 56.782 = 0.113 \text{ 秒};$$

[0113] 步骤 3、测量心脏到肢端之间的距离,即两脉搏波之间的距离 $L = 0.9$ 米;

[0114] 步骤 4、计算得到 PWV;

$$[0115] \quad PWV = L/T = 0.9/0.113 = 7.96。$$

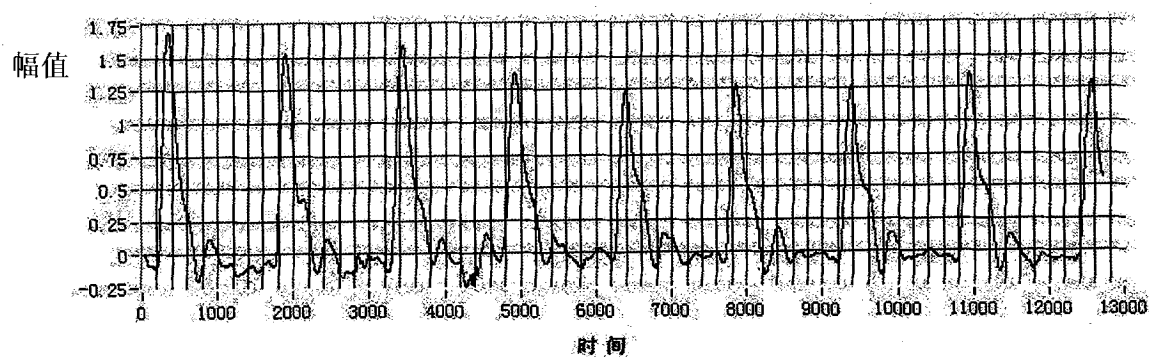


图 1

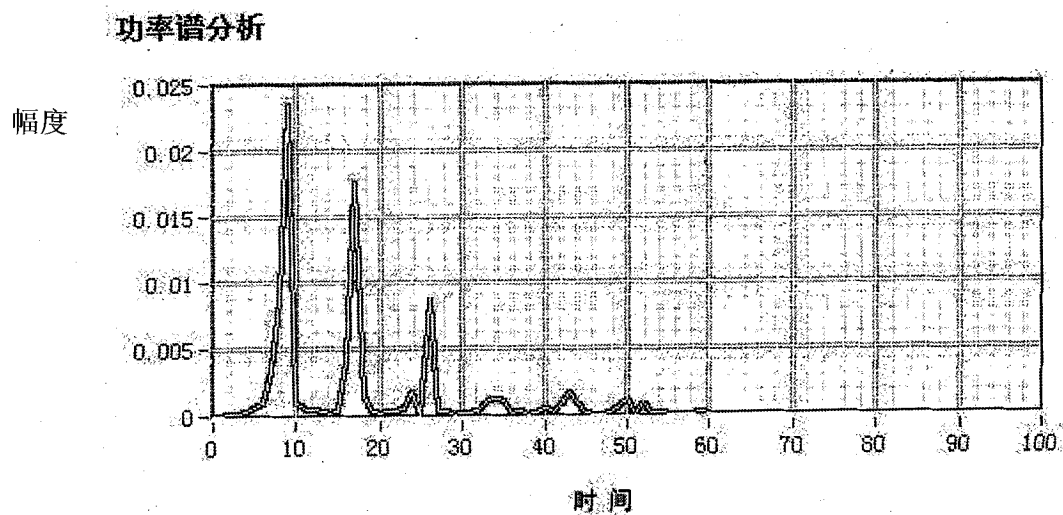


图 2

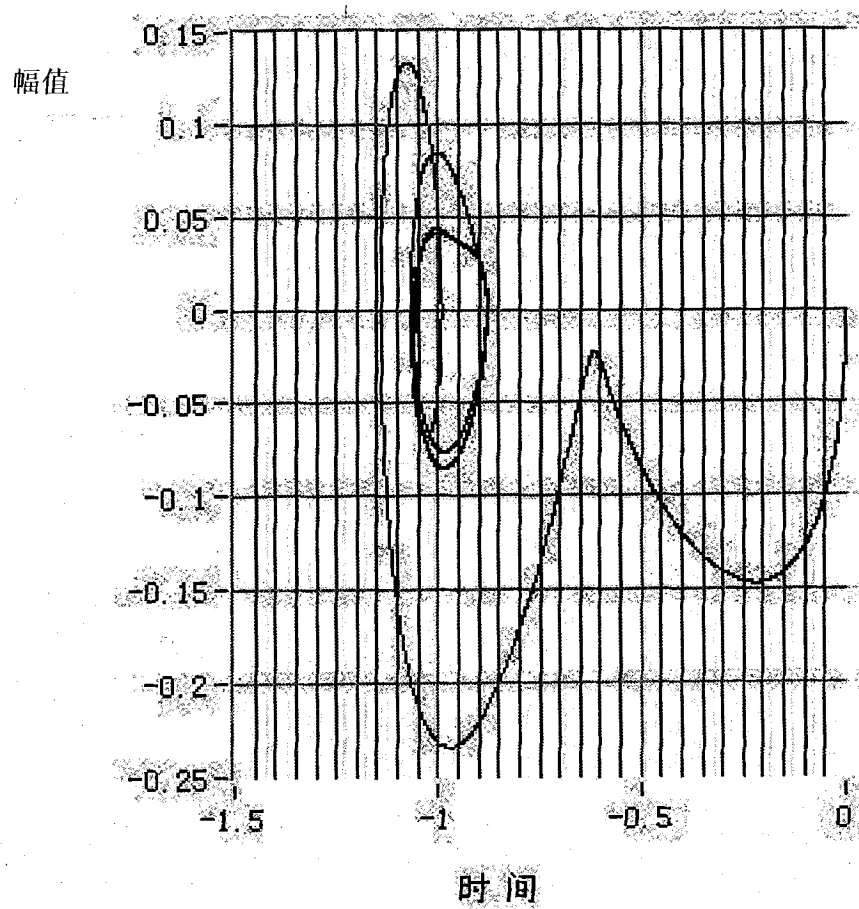


图 3A

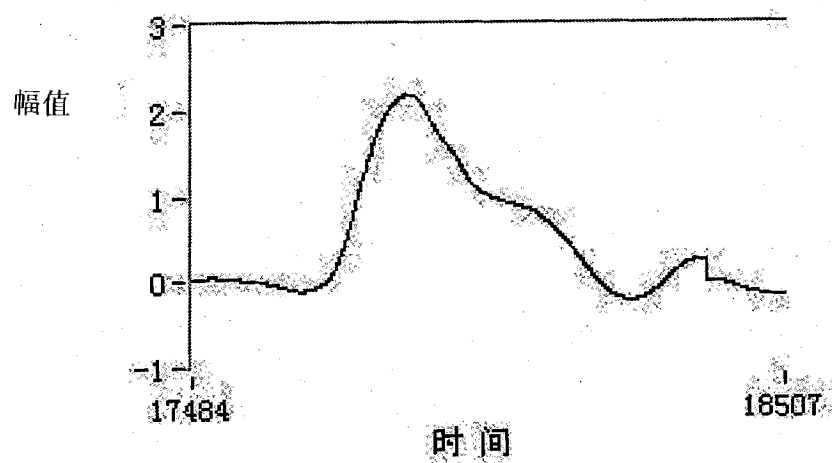


图 3B

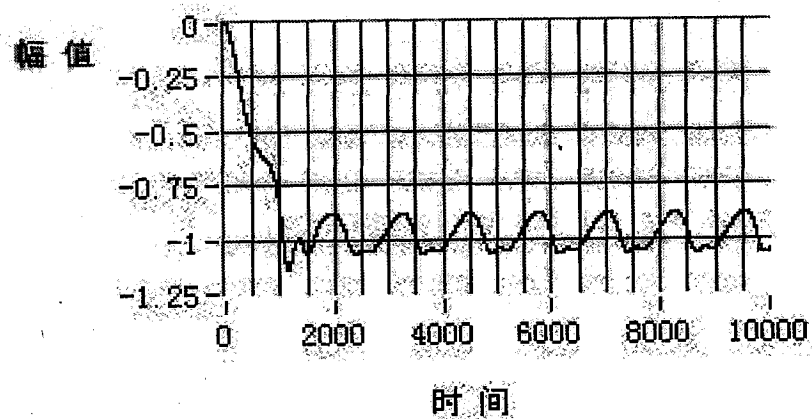


图 3C

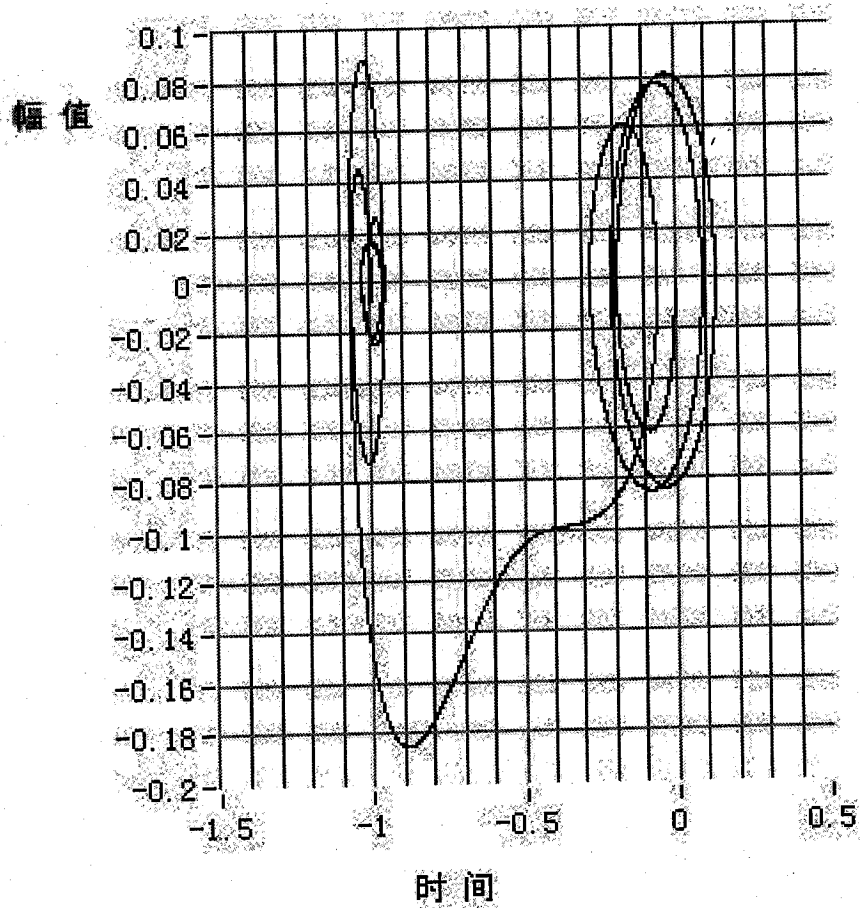


图 4A

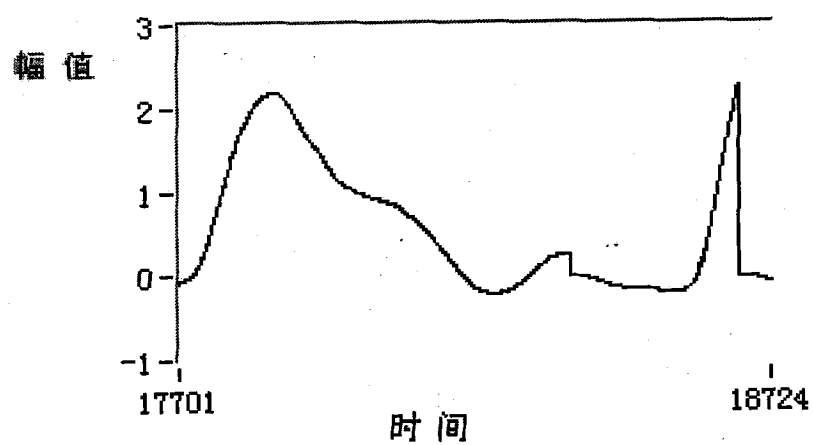


图 4B

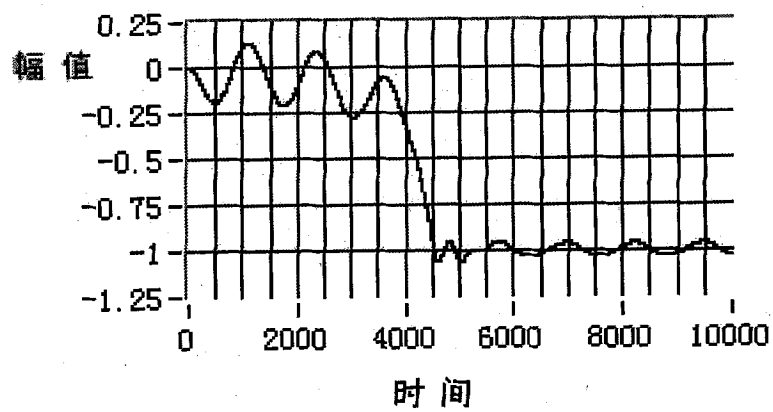


图 4C

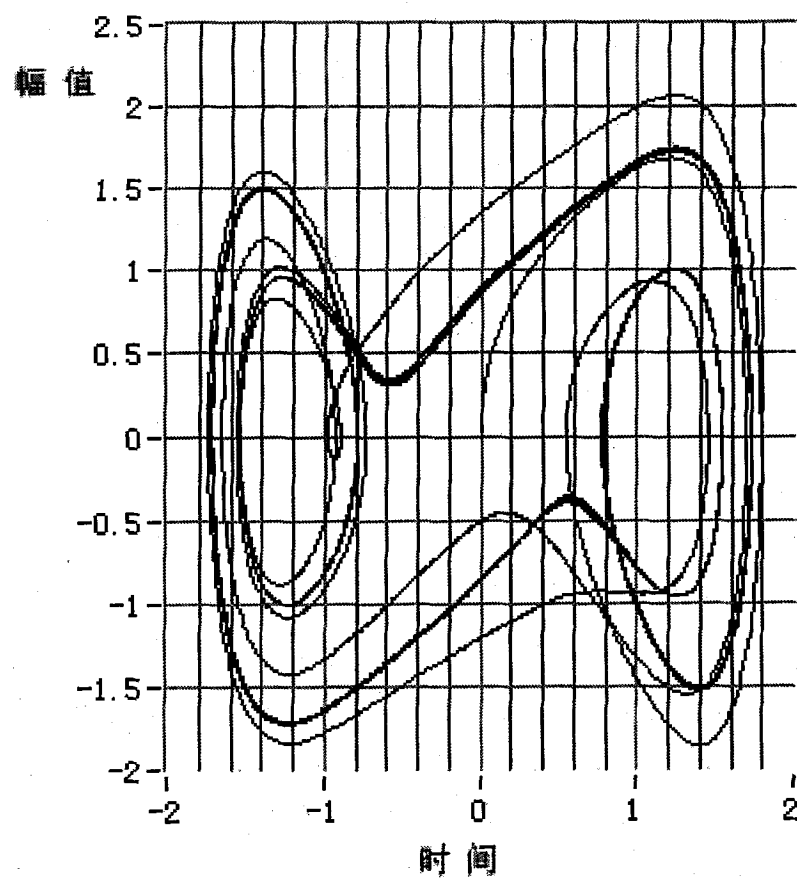


图 5A

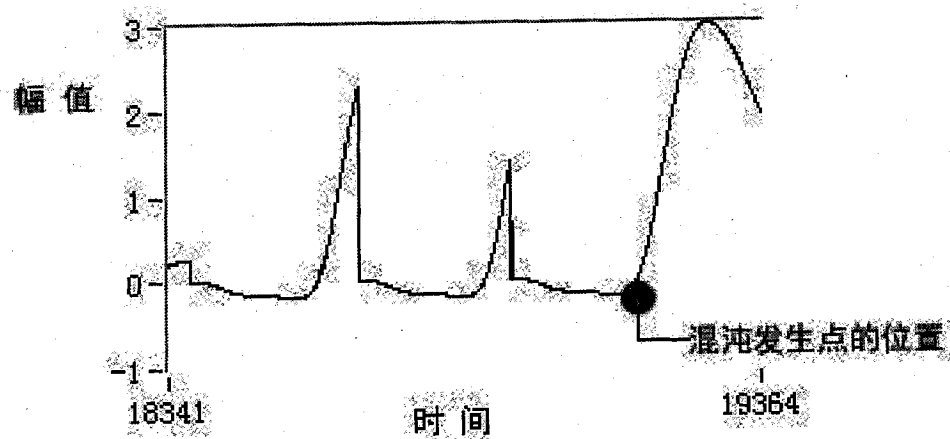


图 5B

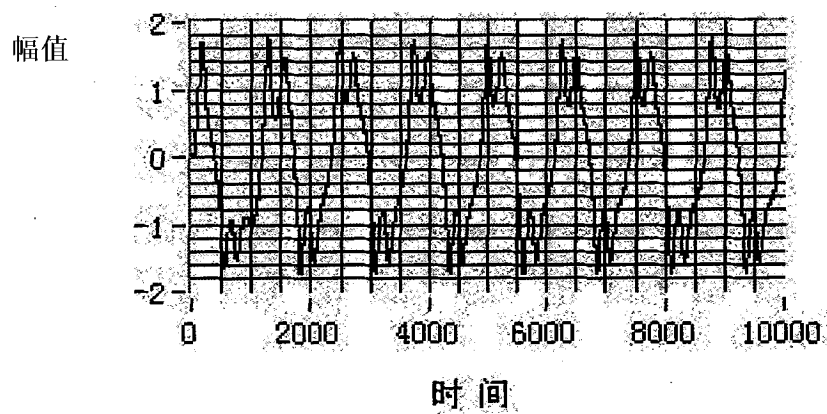


图 5C



图 6

专利名称(译)	脉搏波传导速度的混沌计算方法		
公开(公告)号	CN101897574A	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200910057312.5	申请日	2009-05-26
[标]发明人	张琴舜		
发明人	张琴舜		
IPC分类号	A61B5/00 G01P3/66 G01R23/16		
代理人(译)	姜玉芳		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种脉搏波传导速度的混沌计算方法，利用混沌技术具有对微弱信号敏感及能进行有效的统计处理的特性，采用混沌技术，使PWV测量精度及重复一致性大大提高。

