

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/053 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200910104116.9

[43] 公开日 2009年11月18日

[11] 公开号 CN 101579231A

[22] 申请日 2009.6.17

[21] 申请号 200910104116.9

[71] 申请人 重庆邮电大学

地址 400065 重庆市南岸区黄桷垭崇文路2号

[72] 发明人 李章勇 任超世 王伟 赵德春
魏进民 胡娜 徐追

[74] 专利代理机构 北京同恒源知识产权代理有限公司
代理人 刘宪池

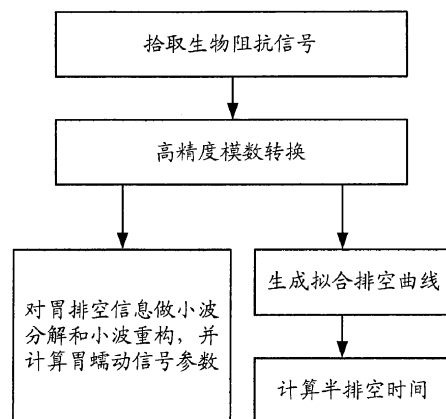
权利要求书5页 说明书13页 附图2页

[54] 发明名称

一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法和装置

[57] 摘要

本发明涉及生物医学信息提取和处理领域，特别涉及一种胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测方法，其特征在于将拾取的生物阻抗信号做高精度模数转换，一方面通过高精度模数转换数据生成拟合排空曲线，计算胃半排空时间，另一方面对高精度模数转换数据做小波分解和小波重构，计算胃蠕动信号特定参数；还涉及一种胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测装置，包括生物阻抗信号拾取单元、高精度模数转换单元、胃蠕动信号特定参数计算单元、胃排空曲线拟合单元、胃半排空时间计算单元；本发明实现了胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测，为胃动力学研究提供便捷的检测方式及可靠的参考依据。



1、一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于将拾取的生物阻抗信号做高精度模数转换，一方面通过高精度模数转换数据生成拟合排空曲线，计算胃半排空时间，另一方面对高精度模数转换数据做小波分解和小波重构，计算胃蠕动信号特定参数。

2、如权利要求 1 所述的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于，所述对生物阻抗信号做高精度模数转换，是指将拾取的生物阻抗信号转换为数字信号，模数转换的采样频率为 5Hz，24 比特以上量化位数。

3、如权利要求 1 所述的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于，所述生成拟合胃排空曲线包括以下步骤：

(1) 确定基础阻抗 R_0 ，可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗平均值；

(2) 确定排空时间起点，可以饮水后达到的阻抗峰值 R_m 点为排空时间起点；

(3) 确定排空终点 T ，以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点，该阻值为排空终点阻抗值 R_1 ；

(4) 计算拟合排空曲线参数 k ，根据经验，拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$ ，根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值 R_m ，计算出拟合排空曲线参数 k ；

其中， t 为排空过间， $0 \leq t \leq T$ ， $y(t)$ 是阻抗值， M 是幅度，取值为饮水后达到的阻抗峰值。

4、如权利要求 1 所述的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于，所述计算胃半排空时间，包括以下步骤：

(1) 寻找快速排出相切线 A ，以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的

差为单位，确定排空信号下降 1/4 单位和 1/2 单位的时间点，由峰值点结合以上两点确定一段圆弧，快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线；

(2) 寻找排空终端切线，由基础阻抗基线向后延展，与阻抗信号相交的交点为基点，连接阻抗峰值点和该点，形成的切线称为排空终值切线 B；

(3) 确定半排空时间，由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C，在角平分线 C 上，阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的的时间确定为半排空时间。

5、如权利要求 1 所述的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于，所述小波分解和小波重构的小波基可根据胃蠕动信号特点构造，也可以采用通用 DB4-DB7 小波基。

6、如权利要求 1 所述的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于，所述胃蠕动信号特定参数包括功率谱密度、变异系数 IC；

所述的功率谱密度为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后计算平均功率，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) .* \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内胃蠕动信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭；

所述变异系数 IC 计算式为： $IC = \frac{SD_{f_{req}}}{DF_{Avgnormal}}$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频

率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

7、一种胃排空曲线和胃蠕动信号同步检测装置，包括生物阻抗信号拾取单元，其特征在于，还包括高精度模数转换单元、胃排空曲线拟合单元、胃半排空时间计算单元和胃蠕动信号特定参数计算单元；

所述生物阻抗信号拾取单元，包括信号调理电路、放大电路、滤波电路、经过信号调理电路、放大电路、滤波电路，信号输入到信号采集单元；

所述高精度模数转换电路单元，用于信号经高精度模数转换电路后获取生物阻抗信号；模数转换的采样频率为 5Hz，24 比特以上量化位数；

所述胃排空曲线生成单元，用于从生物阻抗信号中提取胃排空信息，生成胃排空曲线解析式；

所述胃半排空时间测量单元，用于计算胃半排空时间；

所述胃蠕动信号相关参数计算单元，包括小波分解单元、小波重构单元、功率谱计算单元和用于变异系数计算单元，分别用于提取蠕动信号中包含的节律、幅度信息和计算胃蠕动信号特定参数。

8、如权利要求 7 所述的一种胃排空曲线和胃蠕动信号同步检测装置，其特征在于，所述生成胃排空曲线解析式，包括以下步骤：

(1) 确定基础阻抗 R_0 ，可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗平均值；

- (2) 确定排空时间起点, 可以饮水后达到的阻抗峰值 R_m 点为排空时间起点;
- (3) 确定排空终点 T , 以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点, 该阻值为排空终点阻抗值 R_1 ;
- (4) 计算拟合排空曲线参数 k , 根据经验, 拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$, 根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值 R_m , 计算出拟合排空曲线参数 k ;

其中, t 为排空过间, $0 \leq t \leq T$, $y(t)$ 是阻抗值, M 是幅度, 取值为饮水后达到的阻抗峰值。

9、如权利要求 7 所述的一种胃排空曲线和胃蠕动信号同步检测装置, 其特征在于, 所述计算胃半排空时间, 包括以下步骤:

- (1) 寻找快速排出相切线 A , 以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的差为单位, 确定排空信号下降 $1/4$ 单位和 $1/2$ 单位的时间点, 由峰值点结合以上两点确定一段圆弧, 快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线;
- (2) 寻找排空终端切线, 由基础阻抗基线向后延展, 与阻抗信号相交的交点为基点, 连接阻抗峰值点和该点, 形成的切线称为排空终值切线 B ;
- (3) 确定半排空时间, 由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C , 在角平分线 C 上, 阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的的时间确定为半排空时间。

10、如权利要求 7 所述的一种胃排空曲线和胃蠕动信号同步检测装置, 其特征在于, 所述胃蠕动信号特定参数, 包括功率谱密度、变异系数 IC ;

所述的功率谱信息为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后的数据，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) .* \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭运算；

所述变异系数 IC 计算式为：
$$IC = \frac{SD_{Freq}}{DF_{Avgnormal}}$$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法和装置

技术领域

本发明涉及生物学信息提取和处理领域，特别涉及胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测方法和装置。

背景技术

胃排空是一个复杂的过程，对固体和液体食物排空方式也不尽相同，容易受到多种因素，如神经调节、激素、进食量、酸碱度、食物的化学构成、食物的热值、情绪等的影响，其不同区域功能的控制和协调通过固有的和外源的神经及激素调节实现。胃排空的过程伴随着一系列的胃蠕动，胃蠕动对食物的消化和吸收至关重要，胃蠕动的情况直接影响胃排空的过程。胃排空和胃蠕动是胃动力过程的两个环节，两者相互依赖；胃排空和胃蠕动信息的同步提取有助于增强对胃动力功能的认识。

目前采用放射性核素法来同步测量胃蠕动和胃排空过程，但是因为核素法存在有害性、操作困难等问题，而不太被人们接受。发明专利 CN 96236620 和 CN 00202383 等公开了一种胃动力检测装置，包括恒流源电路、信号调理电路、模/数转换器、计算机等实现胃运动信号的检测，这类发明利用胃排空时胃的形态、容积及其内容物组成情况的改变较大，电特性变化非常明显，表征胃内容物和容积状态的信号可以通过其相对应的胃阻抗变化获得的原理，检测出阻抗信号，但是其没有将排空信号与蠕动信号相结合进行测量分析，使得胃动力信息未得到充分利用，未能为胃动力学研究提供可靠的参考依据。

发明内容

为解决以上问题，本发明提出一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法和装置。

一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于将拾取的生物阻抗信号做高精度模数转换，一方面通过高精度模数转换数据生成拟合排空曲线，计算胃半排空时间，另一方面对高精度模数转换数据做小波分解和小波重构，计算胃蠕动信号特定参数。

所述拾取生物阻抗信号，由恒流激励源产生电流注入人体，通过电极拾取相应电压信号，通过放大和滤波等电路调理信号，完成生物阻抗信号的拾取。

所述对生物阻抗信号做高精度模数转换，是指对拾取的生物阻抗信号转换为数字信号，模数转换的采样频率为 5Hz，高精度指采用 24 比特以上量化位数。

所述生成拟合胃排空曲线包括以下步骤：

- (1) 确定基础阻抗 R_0 ，可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗平均值；
- (2) 确定排空时间起点，可以饮水后达到的阻抗峰值 R_m 点为排空时间起点；
- (3) 确定排空终点 T ，以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点，该阻值为排空终点阻抗值 R_1 ；
- (4) 计算拟合排空曲线参数 k ，根据经验，拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$ ，根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值 R_m ，计算出拟合排空曲线参数 k ；

其中， t 为排空过间， $0 \leq t \leq T$ ， $y(t)$ 是阻抗值， M 是幅度，取值为饮水后达到的阻抗峰值

所述计算胃半排空时间，包括以下步骤：

- (1) 寻找快速排出相切线 A ，以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的差

为单位，确定排空信号下降 1/4 单位和 1/2 单位的时间点，由峰值点结合以上两点确定一段圆弧，快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线；

(2) 寻找排空终端切线，由基础阻抗基线向后延展，与阻抗信号相交的交点为基点，连接阻抗峰值点和该点，形成的切线称为排空终值切线 B；

(3) 确定半排空时间，由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C，在角平分线 C 上，阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的的时间确定为半排空时间。

所述小波分解和小波重构的小波基可根据胃蠕动信号特点构造，也可以采用通用 DB4-DB7 小波基；

对高精度模数转换数据做小波分解与重构后获得胃蠕动信号，提取胃蠕动节律和幅度信号并计算胃蠕动信号特定参数

所述的节律，每分钟胃蠕动次数，通过对蠕动信号周期计数获取。

所述的幅度，胃蠕动信号的强度，单位为电阻欧姆，从提取的蠕动信号的纵坐标数值直接获得。

所述胃蠕动信号特定参数，包括功率谱密度、变异系数 IC 等；

所述的功率谱密度为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后计算平均功率，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) * \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭运算；

所述变异系数 IC 计算式为： $IC = \frac{SD_{Freq}}{DF_{Avgnormal}}$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

本发明另一目的在于提供一种胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测装置，包括生物阻抗信号拾取单元，其特征在于，还包括高精度模数转换单元、胃排空曲线拟合单元、胃半排空时间计算单元和胃蠕动信号特定参数计算单元；

所述生物阻抗信号拾取单元，包括信号调理电路、放大电路、滤波电路、经过信号调理电路、放大电路、滤波电路，信号输入到信号采集单元；

所述高精度模数转换电路单元，用于信号经高精度模数转换电路后获取生物阻抗信号；模数转换的采样频率为 5Hz，高精度指采用 24 比特以上量化位数。

所述胃排空曲线生成单元，用于从生物阻抗信号中提取胃排空信息，生成胃排空曲线解析式；

所述生成胃排空曲线解析式，包括以下步骤：

- (1) 确定基础阻抗 R_0 ，可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗值；本实施例以空腹检测 10 分钟内的阻抗平均值为基础阻抗值；
- (2) 确定排空时间起点，饮用纯净水后胃内阻抗快速增加，本实施例以饮水后达到的阻抗峰值点 R_m 为排空时间起点；
- (3) 确定排空终点 T ，以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础

阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点, 该阻值为排空终点阻抗值 R_1 , 本实施例以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗时刻为排空终点;

作为另一优选实施方式, 以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗 1.5 倍的时刻为排空终点;

(4) 计算拟合排空曲线参数 k , 根据经验, 拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$, 根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值, 计算出拟合排空曲线参数 k ;

其中, t 为排空过间, $0 \leq t \leq T$, $y(t)$ 是阻抗值, M 是幅度, 取值为饮水后达到的阻抗峰值。

所述胃半排空时间测量单元, 用于计算胃半排空时间;

所述计算胃半排空时间, 包括以下步骤:

- (1) 寻找快速排出相切线 A, 以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的差为单位, 确定排空信号下降 1/4 单位和 1/2 单位的时间点, 由峰值点结合以上两点确定一段圆弧, 快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线;
- (2) 寻找排空终端切线, 由基础阻抗基线向后延展, 与阻抗信号相交的交点为基点, 连接阻抗峰值点和该点, 形成的切线称为排空终值切线 B;
- (3) 确定半排空时间, 由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C, 在角平分线 C 上, 阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的时间确定为半排空时间。

所述胃蠕动信号特定参数计算单元, 包括小波分解单元、小波重构单元、节律提取单元、幅度提取单元、功率谱计算单元和变异系数计算单元等, 分别提取蠕动信号中包含的节律、幅度信息和计算胃蠕动信号

特定参数。

所述胃蠕动信号特定参数，包括功率谱密度、变异系数 IC 等；

所述的功率谱密度为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后计算平均功率，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) * \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭运算；

所述变异系数 IC 计算式为：
$$IC = \frac{SD_{Freq}}{DF_{Avgnormal}}$$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

本发明有效实现了胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测，为胃动力学研究提供了一种更便捷的检测方式，并为胃动力学研究提供可靠的参考依据。

附图说明

图 1 为本发明一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法流程图

图 2 为本发明计算半排空时间示意图

图 3 为本发明一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测装置框图

具体实施方式

为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合附

图及实施例，对本发明的一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法及装置作进一步说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

测试者空腹进入系统，进行测量信号，启动计时，空腹检测 10 分钟后，饮用纯净水 400ml，继续测量信号，饮水后测量时间 30 分钟。

一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法，其特征在于将拾取的生物阻抗信号做高精度模数转换，一方面通过高精度模数转换数据生成拟合排空曲线，并计算胃半排空时间，另一方面对高精度模数转换数据做小波分解和小波重构，计算胃蠕动信号特定参数：

所述拾取生物阻抗信号，由恒流激励源产生电流注入人体，通过电极拾取相应电压信号，通过放大和滤波等电路调理信号，完成生物阻抗信号的拾取。

所述恒流激励源、信号调理电路、信号放大电路、信号解调电路为本领域公知技术，本实施不再详述。但使用时可以选用数字合成恒流源，数字解调等新的芯片方式。

所述对生物阻抗信号做高精度模数转换，为对拾取的生物阻抗信号转换为数字信号，本实施例模数转换的采样频率为 5Hz，采用 24 比特量化位数。

所述生成拟合胃排空曲线包括以下步骤：

- (1) 确定基础阻抗 R_0 ，可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗值；本实施例以空腹检测 10 分钟内的阻抗平均值为基础阻抗值；
- (2) 确定排空时间起点，饮用纯净水后胃内阻抗快速增加，本实施例以饮水后达到的阻抗峰值点 R_m 为排空时间起点；
- (3) 确定排空终点 T ，以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础

阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点, 该阻值为排空终点阻抗值 R_1 , 本实施例以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗时刻为排空终点;

作为另一优选实施方式, 以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗 1.5 倍的时刻为排空终点;

(4) 计算拟合排空曲线参数 k , 根据经验, 拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$, 根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值, 计算出拟合排空曲线参数 k ;

其中, t 为排空过间, $0 \leq t \leq T$, $y(t)$ 是阻抗值, M 是幅度, 取值为饮水后达到的阻抗峰值。

由于完整的胃排空时间 (Gastric Emptying Time, 简称 GET) 较长, 而且排空时间终点往往难以准确确定, 临床通常以半排空时间 (GET / 2) 进行胃排空功能的量度。

所述计算胃半排空时间, 包括以下步骤:

- (1) 寻找快速排出相切线 A, 以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的差为单位, 确定排空信号下降 1/4 单位和 1/2 单位的时间点, 由峰值点结合以上两点确定一段圆弧, 快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线;
- (2) 寻找排空终端切线, 由基础阻抗基线向后延展, 与阻抗信号相交的交点为基点, 连接阻抗峰值点和该点, 形成的切线称为排空终值切线 B;
- (3) 确定半排空时间, 由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C, 在角平分线 C 上, 阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的的时间确定为半排空时间。

所述小波分解和小波重构的小波基可根据胃蠕动信号特点构造, 也

可以采用通用 DB4-DB7 小波基。

本实施例，小波分解的小波基系数如下：

```
h[0]:=0.2303778133088964;  
h[1]:=0.7148465705529154;  
h[2]:=0.6308807679398597;  
h[3]:=-0.0279837694168599;  
h[4]:=-0.1870348117190931;  
h[5]:=0.0308413818355607;  
h[6]:=0.0328830116668852;  
h[7]:=-0.0105974017850890;
```

小波重构小波基系数由以上分解系数变化得到，为分解系数倒序相反数，即

```
h[0]:= 0.0105974017850890;  
h[1]:=-0.0328830116668852;  
h[2]:=-0.0308413818355607;  
h[3]:= 0.1870348117190931;  
h[4]:= 0.0279837694168599;  
h[5]:=-0.6308807679398597;  
h[6]:=-0.7148465705529154;  
h[7]:=-0.2303778133088964;
```

对高精度模数转换数据做小波分解与重构后获得胃蠕动信号，提取胃蠕动节律和幅度信号并计算胃蠕动信号特定参数

所述的节律，每分钟胃蠕动次数，通过对蠕动信号周期计数获取。

所述的幅度，胃蠕动信号的强度，单位为电阻欧姆，从提取的蠕动信号的纵坐标数值直接获得；

所述胃蠕动信号特定参数，包括功率谱密度、变异系数 IC 等；

所述的功率谱密度为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后计算平均功

率，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) * \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭运算；

所述变异系数 IC 计算式为：
$$IC = \frac{SD_{Freq}}{DF_{Avgnormal}}$$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

一种胃排空曲线和胃运动信号同步检测的装置，包括生物阻抗信号拾取单元，其特征在于，还包括高精度模数转换单元、胃排空曲线拟合单元、胃半排空时间计算单元和胃蠕动信号特定参数计算单元。

所述生物阻抗信号拾取单元，包括信号调理电路、放大电路、滤波电路、经过信号调理电路、放大电路、滤波电路，信号输入到信号采集单元；

所述高精度模数转换电路单元，用于对生物阻抗信号做高精度模数转换，本实施例模数转换的采样频率为 5Hz，采用 24 比特量化位数。

所述胃排空曲线生成单元，用于从生物阻抗信号中提取生成胃排空信息，生成胃排空曲线解析式；

所述生成胃排空曲线解析式，包括以下步骤：

- (1) 确定基础阻抗 R_0 , 可以是空腹检测时间内的阻抗平均值或者采样起点到饮水前时刻阻抗值; 本实施例以空腹检测 10 分钟内的阻抗平均值为基础阻抗值;
- (2) 确定排空时间起点, 饮用纯净水后胃内阻抗快速增加, 本实施例以饮水后达到的阻抗峰值点 R_m 为排空时间起点;
- (3) 确定排空终点 T , 以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗到基础阻抗 1.5 倍的任一时刻为排空终点, 该阻值为排空终点阻抗值 R_1 , 本实施例以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗时刻为排空终点;

作为另一优选实施方式, 以饮水后达到的阻抗值降为基础阻抗 1.5 倍的时刻为排空终点;

- (4) 计算拟合排空曲线参数 k , 根据经验, 拟合排空曲线表示为 $y(t) = M \times e^{-kt}$, 根据排空终点阻抗值 R_1 、排空终点时间 T 和阻抗峰值, 计算出拟合排空曲线参数 k ;

其中, t 为排空过间, $0 \leq t \leq T$, $y(t)$ 是阻抗值, M 是幅度, 取值为饮水后达到的阻抗峰值。

所述胃半排空时间测量单元, 用于计算胃半排空时间;

所述计算胃半排空时间, 具体包括以下步骤:

- (1) 寻找快速排出相切线 A, 以阻抗峰值 R_m 与基线阻抗 R_0 的差为单位, 确定排空信号下降 1/4 单位和 1/2 单位的时间点, 由峰值点结合以上两点确定一段圆弧, 快速排出相切线 A 就是在峰值点的圆弧切线;
- (2) 寻找排空终端切线, 由基础阻抗基线向后延展, 与阻抗信号相交的交点为基点, 连接阻抗峰值点和该点, 形成的切线称为排空终值切线 B;

(3) 确定半排空时间,由快速排出相切线 A 和排空终值切线 B 得到其角平分线 C,在角平分线 C 上,阻抗峰值与饮水前的基础阻抗值之差的一半时所对应的时间确定为半排空时间。

所述胃蠕动信号相关参数计算单元,包括小波分解单元、小波重构单元、节律提取单元、幅度提取单元、功率谱计算单元和变异系数计算单元等,分别用于提取蠕动信号中包含的节律、幅度信息和计算胃蠕动信号特定参数。

所述小波分解和小波重构的小波基可根据胃蠕动信号特点构造,也可以采用通用 DB4-DB7 小波基。

本实施例,小波分解的小波基系数如下:

```
h[0]:=0.2303778133088964;
h[1]:=0.7148465705529154;
h[2]:=0.6308807679398597;
h[3]:=-0.0279837694168599;
h[4]:=-0.1870348117190931;
h[5]:=0.0308413818355607;
h[6]:=0.0328830116668852;
h[7]:=-0.0105974017850890;
```

小波重构小波基系数由以上分解系数变化得到,为分解系数倒序相反数,即

```
h[0]:= 0.0105974017850890;
h[1]:=-0.0328830116668852;
h[2]:=-0.0308413818355607;
h[3]:= 0.1870348117190931;
h[4]:= 0.0279837694168599;
h[5]:=-0.6308807679398597;
h[6]:=-0.7148465705529154;
```

$h[7]:=-0.2303778133088964;$

对高精度模数转换数据做小波分解与重构后获得胃蠕动信号，提取胃蠕动节律和幅度信号并计算胃蠕动信号特定参数

所述的节律，每分钟胃蠕动次数，通过对蠕动信号周期计数获取。

所述的幅度，胃蠕动信号的强度，单位为电阻欧姆，从提取的蠕动信号的纵坐标数值直接获得；

所述胃蠕动信号特定参数，包括功率谱密度、变异系数 IC 等；

所述的功率谱密度为对胃蠕动信号做快速傅立叶变换后计算平均功率，以一分钟为周期计算功率谱，获得时间上延续的动态谱；

$$X(K) = \text{FFT}\{x(n)\}, K = 0, 1, \dots, N-1$$

$$P(K) = 2 * (X(K) * \text{conj}(X(K))) / N$$

其中， $x(n)$ 表示胃蠕动信号， $X(k)$ 表示快速傅立叶变换的离散频谱， N 表示一分钟内信号点数， $P(K)$ 表示功率谱密度， conj 表示复共轭运算；

所述变异系数 IC 计算式为： $IC = \frac{SD_{Freq}}{DF_{Avgnormal}}$

其中， $DF_{Avgnormal}$ 为所有主频在 2-4CPM 范围的动态谱段的支配频率均值， SD_{Freq} 由下式获得：

$$SD_{Freq} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^S (DF(k) - DF_{Avg})^2}{S}}$$

其中， $DF(K)$ 是第 k 个动态谱段的支配频率，即主频， DF_{avg} 是所有动态谱分段的支配频率均值，其中， S 是用于计算的动态谱段数目。

对于本发明各个实施例中所阐述的方法和装置，凡在本发明的精神和原则之内，所作的任何修改、等同替换、改进等，均应包含在本发明的保护范围之内。

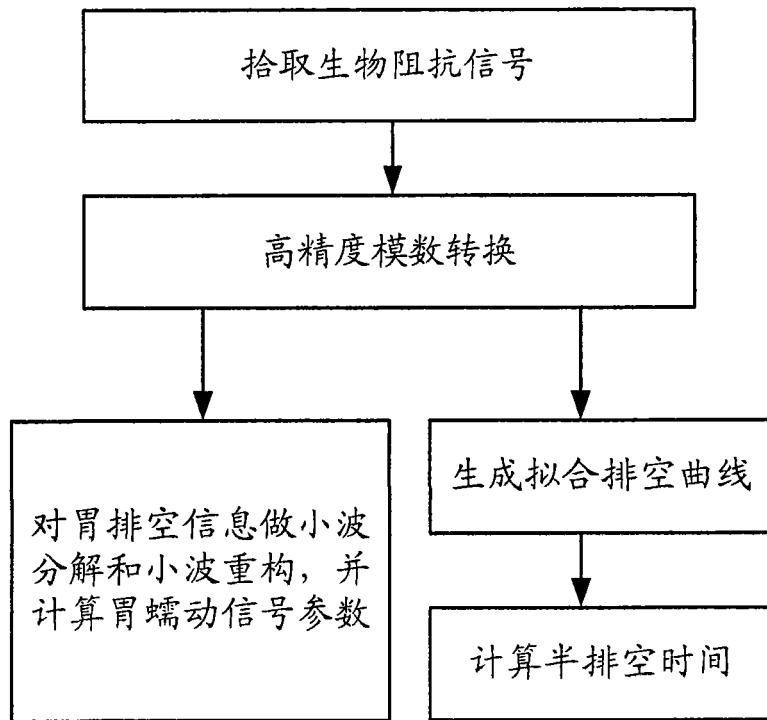


图 1

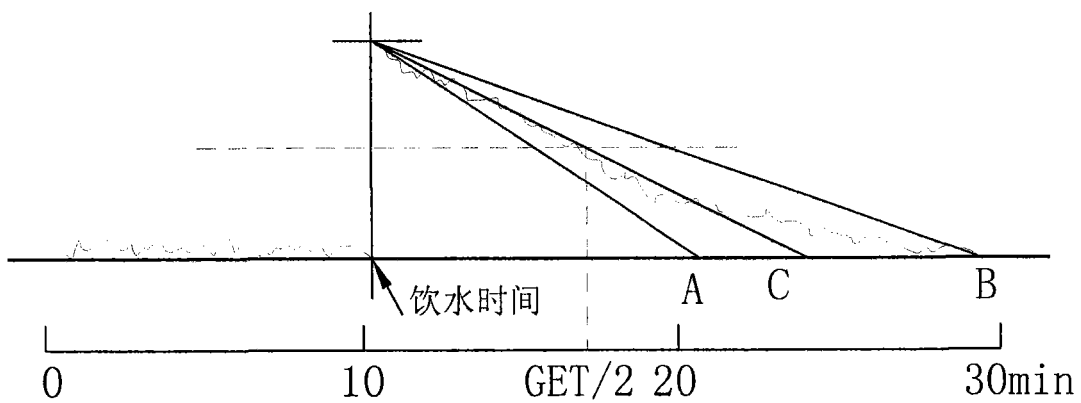


图 2

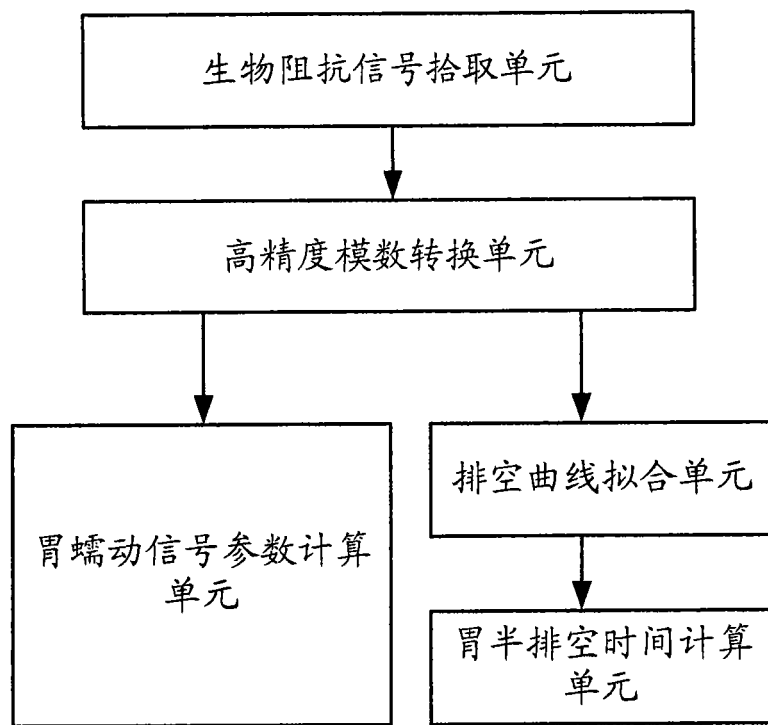


图 3

专利名称(译)	一种胃排空参数和胃蠕动参数同步检测方法和装置		
公开(公告)号	CN101579231A	公开(公告)日	2009-11-18
申请号	CN200910104116.9	申请日	2009-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆邮电大学		
[标]发明人	李章勇 任超世 王伟 赵德春 魏进民 胡娜 徐追		
发明人	李章勇 任超世 王伟 赵德春 魏进民 胡娜 徐追		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
其他公开文献	CN101579231B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及生物医学信息提取和处理领域，特别涉及一种胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测方法，其特征在于将拾取的生物阻抗信号做高精度模数转换，一方面通过高精度模数转换数据生成拟合排空曲线，计算胃半排空时间，另一方面对高精度模数转换数据做小波分解和小波重构，计算胃蠕动信号特定参数；还涉及一种胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测装置，包括生物阻抗信号拾取单元、高精度模数转换单元、胃蠕动信号特定参数计算单元、胃排空曲线拟合单元、胃半排空时间计算单元；本发明实现了胃排空参数与胃蠕动参数的同步检测，为胃动力学研究提供便捷的检测方式及可靠的参考依据。

