



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103445772 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201310297025. 8

(22) 申请日 2013. 07. 12

(71) 申请人 浙江工商大学

地址 310018 浙江省杭州市下沙高教园区学
正街 18 号

(72) 发明人 惠国华 周瑶 邵拓 赵七月

黄洁 周于人 詹玉丽 杨月

李晨迪 陈静 李穗霞 郑海霞

王敏敏

(74) 专利代理机构 杭州杭诚专利事务有限公

司 33109

代理人 尉伟敏

(51) Int. Cl.

A61B 5/046 (2006. 01)

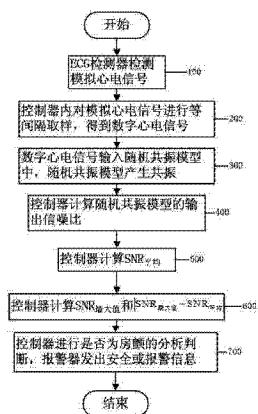
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

便携式房颤检测装置及检测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种便携式房颤检测装置及检测方法,本发明的便携式房颤检测装置可以随身携带使用,患者可以随时检测心电信号,控制器将检测到的数字心电信号输入随机共振模型中,使随机共振模型产生共振;控制器计算随机共振模型的输出信噪比,控制器从数字心电信号中准确提取房颤特征 $SNR_{平均}$ 和 $SNR_{最大值}$,进一步做出是否发生房颤的判断,并及时发出安全或报警信息。本发明具有可以实时监测心电信号,发生房颤时会及时发出报警信息;检测效率高、准确性好的特点。



1. 一种便携式房颤检测装置,其特征是,包括壳体 (1),设于壳体内的控制器 (2)、存储器 (3)、ECG 检测器 (4),设于壳体上的报警器 (5)、右腿检测电极 (6)、右臂检测电极 (7) 和左臂检测电极 (8);所述控制器分别与 ECG 检测器、存储器和报警器电连接,右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别与 ECG 检测器电连接。

2. 根据权利要求 1 所述的便携式房颤检测装置,其特征是,所述 ECG 检测器包括反相放大器 (9)、电压跟随器 (10) 和电压比较器 (11);所述右臂检测电极和左臂检测电极通过屏蔽线 (12) 分别与电压比较器的负输入端和正输入端电连接,电压比较器的输出端与控制器电连接。

3. 根据权利要求 2 所述的便携式房颤检测装置,其特征是,所述电压比较器为 INA114 芯片,电压比较器的第 1 管脚和第 8 管脚之间设有两个阻值相同的电阻,两个电阻的连接处与电压跟随器的正输入端电连接,电压跟随器的负输入端与电压跟随器的输出端电连接,电压跟随器的输出端与屏蔽线的屏蔽罩 (15) 电连接,电压跟随器的输出端与反相放大器的负输入端电连接,反相放大器的输出端与右腿检测电极电连接。

4. 根据权利要求 2 所述的便携式房颤检测装置,其特征是,所述反相放大器包括 OPA2604 芯片和分别与 OPA2604 芯片电连接的输入电阻、输出电阻和反馈电阻。

5. 一种根据权利要求 1 所述的便携式房颤检测装置的检测方法,其特征是,包括如下步骤:

(5-1) 用酒精擦拭被测者 (14) 的左臂、右臂和右腿的检测部位进行消毒,将右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别放置在检测部位上进行检测,ECG 检测器得到模拟心电信号;

(5-2) 控制器对模拟心电信号进行等间隔取样,得到数字心电信号 $I(t)$;

存储器中设有安全阈值 W_1 、报警阈值 W_2 和随机共振模型 $\frac{dx}{dt} = -\frac{dV(x)}{dx} + \frac{a \sin(2\pi f_0 t + \varphi)}{\sqrt{5D\xi(t)}} + I(t)$ 其中, $V(x)$ 为非线性势函数, $\xi(t)$ 为高斯白噪声, α 是常数, f_0 是调制信号频率, D 是噪声强度;

(5-3) 控制器调用存储器中的随机共振模型,并将数字心电信号 $I(t)$ 输入随机共振模型中,使随机共振模型产生共振;

(5-4) 控制器利用公式 $SNR = 2 \lim_{\Delta\omega \rightarrow 0} \int_{\Omega-\Delta\omega}^{\Omega+\Delta\omega} S(\omega) d\omega / S_N(\Omega)$ 计算随机共振模型的输出信噪比,其中, ω 是信号频率, Ω 为角频率, $S(\omega)$ 是信号频谱密度, $S_N(\Omega)$ 是信号频率范围内的噪声强度;

(5-5) 控制器计算激励噪声为 1 至 250dB 范围内的输出信噪比的平均值 $SNR_{平均}$;

(5-6) 控制器计算 1 至 250dB 范围内的输出信噪比最大值 $SNR_{最大值}$,控制器计算 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}|$;

(5-7) 当 $|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信息;

$|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息;

当 $|SNR_{平均}| > W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信

息；

$|\text{SNR}_{\text{平均}}| > W_1$, 并且 $|\text{SNR}_{\text{最大值}} - \text{SNR}_{\text{平均}}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息。

6. 根据权利要求 5 所述的便携式房颤检测装置的检测方法, 其特征是, 所述 W_1 为 10dB 至 24dB。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的便携式房颤检测装置的检测方法, 其特征是, 所述 W_2 为 5dB 至 10dB。

便携式房颤检测装置及检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心电图 (ECG) 信号分析技术领域,尤其是涉及一种能够从心电信号中准确提取房颤特征的便携式房颤检测装置及检测方法。

背景技术

[0002] 通常,人体由窦房结发出的一次兴奋,按一定的途径和进程,依次传向心房和心室,引起整个心脏的兴奋;因此,每一个心动周期中,心脏各部分兴奋过程中出现的电变化传播方向、途径、次序和时间等都有一定的规律。这种生物电变化通过心脏周围的导电组织和体液,反映到身体表面,使身体各部位在每一心动周期中也都会发生有规律的电变化。将测量电极放置在人体表面的一定部位记录出来的心脏电变化曲线,就是临床上记录的心电图 (electrocardiogram, ECG)。房颤患者的体表心电中包含反映患者心房活动的信号,例如心房颤动波中蕴含着丰富的有关患者心房特征结构及病理生理状况的信息,在临床上有很大的应用潜力。

[0003] 心房颤动简称房颤,是最常见的持续性心律失常,房颤总的发病率为 0.4%,随着年龄增长房颤的发生率不断增加,75 岁以上人群可达 10%。房颤时心房激动的频率达 300 次/分至 600 次/分,心跳频率往往快而且不规则,有时候可以达到 100 次/分至 160 次/分,不仅比正常人心跳快得多,而且绝对不整齐,心房失去有效的收缩功能。

[0004] 我国大规模调查研究显示房颤患病率为 0.77%。尽管房颤不像室颤一样直接引起患者的死亡,但房颤时快速的心室率可引起血流动力学恶化,导致心功能损害和恶性室性心律失常,尤其是合并血栓栓塞将大大增加患者发生脑卒中的危险。目前,由于找不到跟踪房颤的状态变化和治疗效果的有效测试方法,房颤的治理基本上都是基于临床试错法,导致治疗效率的下降。

[0005] 但是,阅读心电图,并根据波形的变化做出判断是一个非常复杂的过程,常常会由于医生资质及经验的不足而出现心电图的判读错误。

[0006] 中国专利授权公开号:CN101785669A,授权公开日 2010 年 7 月 28 日,公开了一种心电信号检测方法,包括如下步骤:信号提取步骤,同时提取被测者的心电信号和声音信号;心电信号检测步骤,处理所述心电信号,以得到心电信号特征参数,并依据标准限值判断所述心电信号特征参数是否在标准限值范围内,若在所述标准限值范围内,则结束所述心电信号检测,若不在所述标准限值范围内,则进入声音信号检测步骤;以及声音信号检测步骤,处理所述声音信号,并判断所述声音信号是否异常,如果正常,则确定所述心电信号特征参数不在标准限值范围内,如果异常,则所述心电信号特征参数不在所述标准限值范围内的结果待定。不足之处是,该发明功能单一,不能用于提取房颤特征。

发明内容

[0007] 本发明是为了克服现有技术的房颤特征难以捕捉,检测过程长,诊断准确性低的不足,提供了一种能够从心电信号中准确提取房颤特征的便携式房颤检测装置及检测方

法。

[0008] 为了实现上述目的,本发明采用以下技术方案:

[0009] 一种便携式房颤检测装置,包括壳体,设于壳体内的控制器、存储器、ECG 检测器,设于壳体上的报警器、右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极;所述控制器分别与 ECG 检测器、存储器和报警器电连接,右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别与 ECG 检测器电连接。

[0010] 如图 1(a) 为正常人的心电图,图 1(b) 为房颤患者的心电图;由图 1(b) 所示,房颤患者的心电图通常表现为:P 波消失代之以小而不规则的 f 波和心室率绝对不齐。其中,心室率绝对不齐大多数是由房颤引起的。

[0011] 但是,心电图上无 P 波,但也无清楚的 f 波,多因心房明显扩大和严重纤维化导致 f 波极小,不易发现。需要进行进一步的心内电生理检查,才能确定其属于房颤、心房部分麻痹或心房麻痹。

[0012] 因此,通常的房颤诊断需要一个复杂的检测过程,根据心电图还不能做出房颤诊断,需要进行一系列的后续检测,才能做出是否为房颤的诊断。

[0013] 而房颤发生时需要及时诊治,否则将会产生严重后果,甚至会失去生命。

[0014] 本发明的便携式房颤检测装置可以随身携带使用,患者可以随时检测心电信号,控制器将检测到的数字心电信号输入随机共振模型中,使随机共振模型产生共振;控制器

利用公式 $SNR = 2 \left[\lim_{\Delta\omega \rightarrow 0} \int_{\Omega-\Delta\omega}^{\Omega+\Delta\omega} S(\omega) d\omega \right] / S_N(\Omega)$ 计算随机共振模型的输出信噪比,控制器计算激

励噪声为 1 至 250dB 范围内的输出信噪比的平均值 $SNR_{平均}$;控制器计算 $SNR_{最大值}$,控制器计算 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}|$;当 $SNR_{平均} \leq W_1$,并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$,则控制器控制报警器发出安全信息;

[0015] $|SNR_{平均}| \leq W_1$,并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$,则控制器控制报警器发出报警信息;

[0016] 当 $|SNR_{平均}| > W_1$,并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$,则控制器控制报警器发出安全信息;

[0017] $|SNR_{平均}| > W_1$,并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$,则控制器控制报警器发出报警信息。

[0018] 经过上述处理,控制器从数字心电信号中准确提取了房颤特征 $SNR_{平均}$ 和 $SNR_{最大值}$,进一步做出是否发生房颤的判断,并及时发出安全或报警信息。

[0019] 使用本发明的便携式房颤检测装置可以在工作、睡觉、走路等日常生活中随时检测心电信号,有效防止房颤信号漏检,能够在发病时及时发出报警信息,为房颤患者的及时诊治争取了宝贵时间,有效确保房颤患者的生命安全。

[0020] 作为优选,所述 ECG 检测器包括反相放大器、电压跟随器和电压比较器;所述右臂检测电极和左臂检测电极通过屏蔽线分别与电压比较器的负输入端和正输入端电连接,电压比较器的输出端与控制器电连接;

[0021] 作为优选,所述电压比较器为 INA114 芯片,电压比较器的第 1 管脚和第 8 管脚之间设有两个阻值相同的电阻,两个电阻的连接处与电压跟随器的正输入端电连接,电压跟随器的负输入端与电压跟随器的输出端电连接,电压跟随器的输出端与屏蔽线的屏蔽罩

(15) 电连接,电压跟随器的输出端与反相放大器的负输入端电连接,反相放大器的输出端与右腿检测电极电连接。

[0022] 作为优选,所述反相放大器包括 1/20PA2604 芯片和分别与 1/20PA2604 芯片电连接的输入电阻、输出电阻和反馈电阻。

[0023] 作为优选,还包括设于壳体上的显示器,显示器与控制器电连接。

[0024] 一种便携式房颤检测装置的检测方法,包括如下步骤:

[0025] (5-1) 用酒精擦拭被测者的左臂、右臂和右腿的检测部位进行消毒,将右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别放置在检测部位上进行检测,ECG 检测器得到模拟心电信号;

[0026] (5-2) 控制器对模拟心电信号进行等间隔取样,得到数字心电信号 $I(t)$;

[0027] 存储器中设有安全阈值 W_1 、报警阈值 W_2 和随机共振模型

$$\frac{dx}{dt} = -\frac{dV(x)}{dx} + \frac{\alpha \sin(2\pi f_0 t + \varphi)}{\sqrt{5D\xi(t)}} + I(t)$$

其中, $V(x)$ 为非线性势函数, $\xi(t)$ 为高斯白噪声, α

是常数, f_0 是调制信号频率, D 是噪声强度;

[0028] (5-3) 控制器调用存储器中的随机共振模型,并将数字心电信号 $I(t)$ 输入随机共振模型中,使随机共振模型产生共振;

[0029] (5-4) 控制器利用公式 $SNR = 2[\lim_{\Delta\omega \rightarrow 0} \int_{\Omega-\Delta\omega}^{\Omega+\Delta\omega} S(\omega)d\omega] / S_N(\Omega)$ 计算随机共振模型的输出

信噪比,其中, ω 是信号频率, Ω 为角频率, $S(\omega)$ 是信号频谱密度, $S_N(\Omega)$ 是信号频率范围内的噪声强度;

[0030] (5-5) 控制器计算激励噪声为 1 至 250dB 范围内的输出信噪比的平均值 $SNR_{平均}$;

[0031] (5-6) 控制器计算 1 至 250dB 范围内的输出信噪比最大值 $SNR_{最大值}$,控制器计算 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}|$;

[0032] (5-7)

[0033] 当 $|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信息;

[0034] $|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息;

[0035] 当 $|SNR_{平均}| > W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信息;

[0036] $|SNR_{平均}| > W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息。

[0037] 作为优选,所述 W_1 为 10dB 至 24dB。

[0038] 作为优选,所述 W_2 为 5dB 至 10dB。

[0039] 因此,本发明具有如下有益效果:(1) 可以实时监测心电信号,发生房颤时会及时发出报警信息;(2) 可以从心电信号中准确提取房颤特征;(3) 检测效率高、准确性好。

附图说明

[0040] 图 1 是正常心电信号与房颤心电信号的比较图;

[0041] 图 2 是本发明的 ECG 检测器的一种原理图；

[0042] 图 3 是本发明的一种原理框图；

[0043] 图 4 是本发明的一种流程图；

[0044] 图 5 是本发明的输出信噪比曲线图。

[0045] 图中：壳体 1、控制器 2、存储器 3、ECG 检测器 4、报警器 5、右腿检测电极 6、右臂检测电极 7、左臂检测电极 8、反相放大器 9、电压跟随器 10、电压比较器 11、屏蔽线 12、被测者 14、屏蔽罩 15、正常人心电图 a、房颤患者心电图 b。

具体实施方式

[0046] 下面结合附图和具体实施方式对本发明做进一步的描述。

[0047] 如图 3 所示的实施例是一种便携式房颤检测装置，包括壳体 1，设于壳体内的控制器 2、存储器 3、ECG 检测器 4，设于壳体上的报警器 5、右腿检测电极 6、右臂检测电极 7 和左臂检测电极 8；控制器分别与 ECG 检测器、存储器和报警器电连接，右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别与 ECG 检测器电连接。

[0048] 如图 2 所示，ECG 检测器包括反相放大器 9、电压跟随器 10 和电压比较器 11；右臂检测电极和左臂检测电极通过屏蔽线 12 分别与电压比较器的负输入端和正输入端电连接，电压比较器的输出端与控制器电连接；

[0049] 电压比较器为 INA114 芯片，电压比较器的第 1 管脚和第 8 管脚之间设有两个阻值相同的电阻，两个电阻的连接处与电压跟随器的正输入端电连接，电压跟随器的负输入端与电压跟随器的输出端电连接，电压跟随器的输出端与屏蔽线的屏蔽罩 15 电连接，电压跟随器的输出端与反相放大器的负输入端电连接，反相放大器的输出端与右腿检测电极电连接。

[0050] 反相放大器包括 OPA2604 芯片和分别与 OPA2604 芯片电连接的输入电阻、输出电阻和反馈电阻。

[0051] 如图 4 所示，一种便携式房颤检测装置的检测方法，包括如下步骤：

[0052] 步骤 100，用酒精擦拭被测者 14 的左臂、右臂和右腿的检测部位进行消毒，将右腿检测电极、右臂检测电极和左臂检测电极分别放置在检测部位上进行检测，ECG 检测器得到模拟心电信号；

[0053] 步骤 200，控制器对模拟心电信号进行等间隔取样，得到数字心电信号 $I(t)$ ；

[0054] 存储器中设有安全阈值 W_1 、报警阈值 W_2 和随机共振模型 $\frac{dx}{dt} = -\frac{dV(x)}{dx} + \frac{\alpha \sin(2\pi f_0 t + \varphi)}{\sqrt{5D\xi(t)}} + I(t)$ 其中， $V(x)$ 为非线性势函数， $\xi(t)$ 为高斯白噪声， α

是常数， f_0 是调制信号频率， D 是噪声强度；

[0055] 步骤 300，控制器调用存储器中的随机共振模型，并将数字心电信号 $I(t)$ 输入随机共振模型中，使随机共振模型产生共振； $W_1 = 24\text{dB}$ ， $W_2 = 10\text{dB}$ ；

[0056] 步骤 400，控制器利用公式 $SNR = 2[\lim_{\Delta\omega \rightarrow 0} \int_{\Omega-\Delta\omega}^{\Omega+\Delta\omega} S(\omega)d\omega]/S_N(\Omega)$ 计算随机共振模型的输出信噪比，其中， ω 是信号频率， Ω 为角频率， $S(\omega)$ 是信号频谱密度， $S_N(\Omega)$ 是信号频率范围内的噪声强度；

[0057] 步骤 500, 控制器计算激励噪声为 1 至 250dB 范围内的输出信噪比的平均值 $SNR_{平均}$ 均;

[0058] 如图 5 所示, 本实施例的输出信噪比的 $SNR_{平均} = -82.45\text{dB}$;

[0059] 步骤 600, 控制器计算 1 至 250dB 范围内的输出信噪比最大值 $SNR_{最大值}$, 控制器计算 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}|$;

[0060] 本实施例的输出信噪比曲线的 $SNR_{最大值} = -68\text{dB}$;

[0061] 步骤 700, 当 $|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信息;

[0062] $|SNR_{平均}| \leq W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息;

[0063] 当 $|SNR_{平均}| > W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| \leq W_2$, 则控制器控制报警器发出安全信息;

[0064] $|SNR_{平均}| > W_1$, 并且 $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| > W_2$, 则控制器控制报警器发出报警信息。

[0065] 本实施例中, $|SNR_{最大值} - SNR_{平均}| = 14.45\text{dB}$ 。报警器发出报警信息。

[0066] 应理解, 本实施例仅用于说明本发明而不适用于限制本发明的范围。此外应理解, 在阅读了本发明讲授的内容之后, 本领域技术人员可以对本发明作各种改动或修改, 这些等价形式同样落于本申请所附权利要求书所限定的范围。

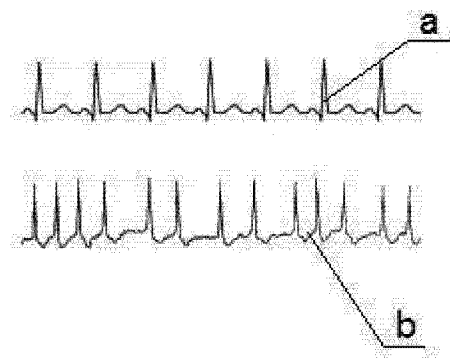


图 1

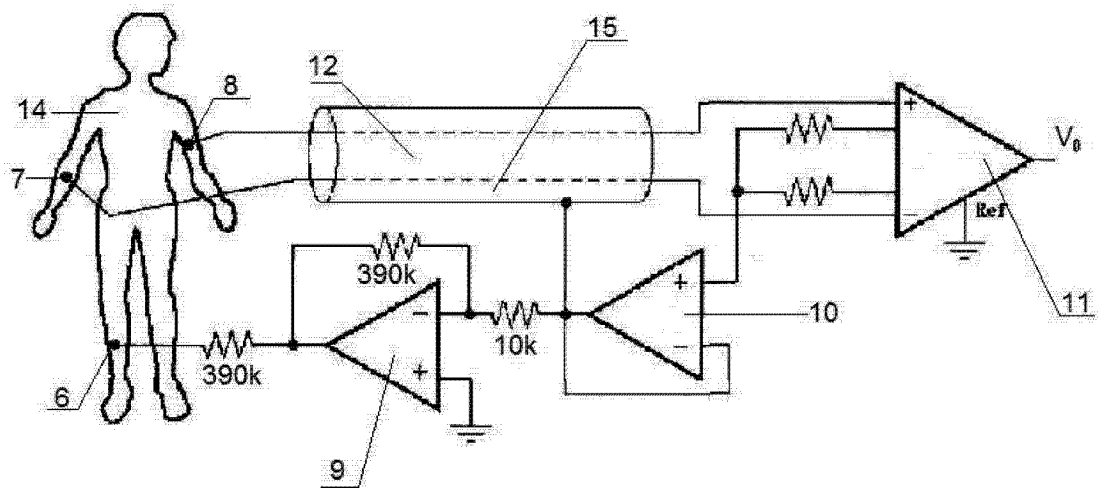


图 2

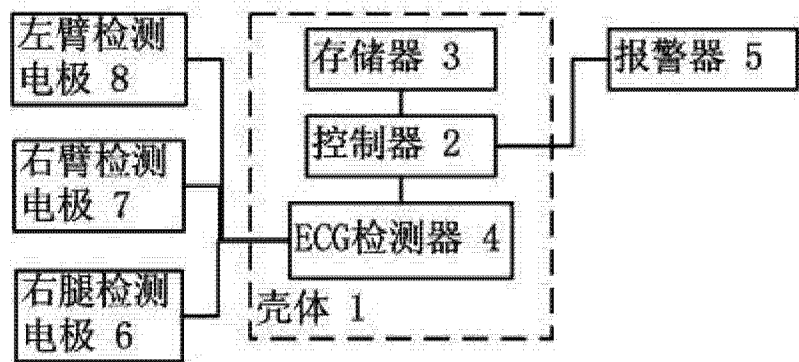


图 3

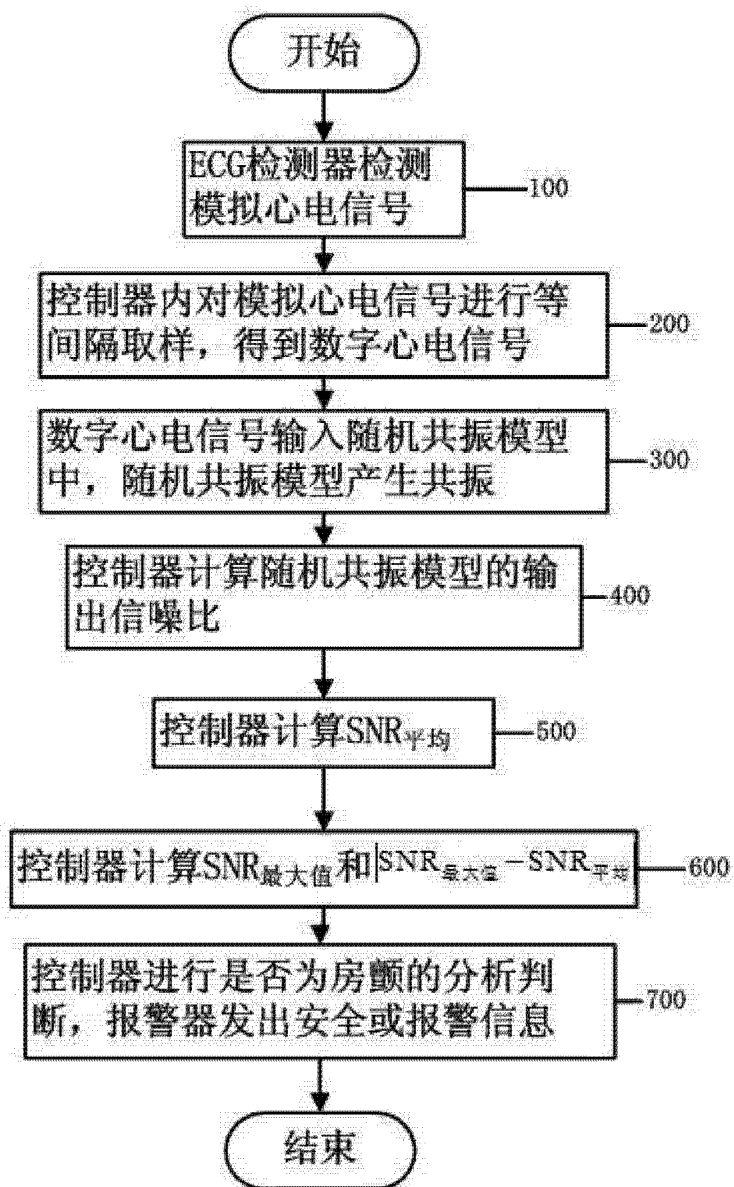


图 4

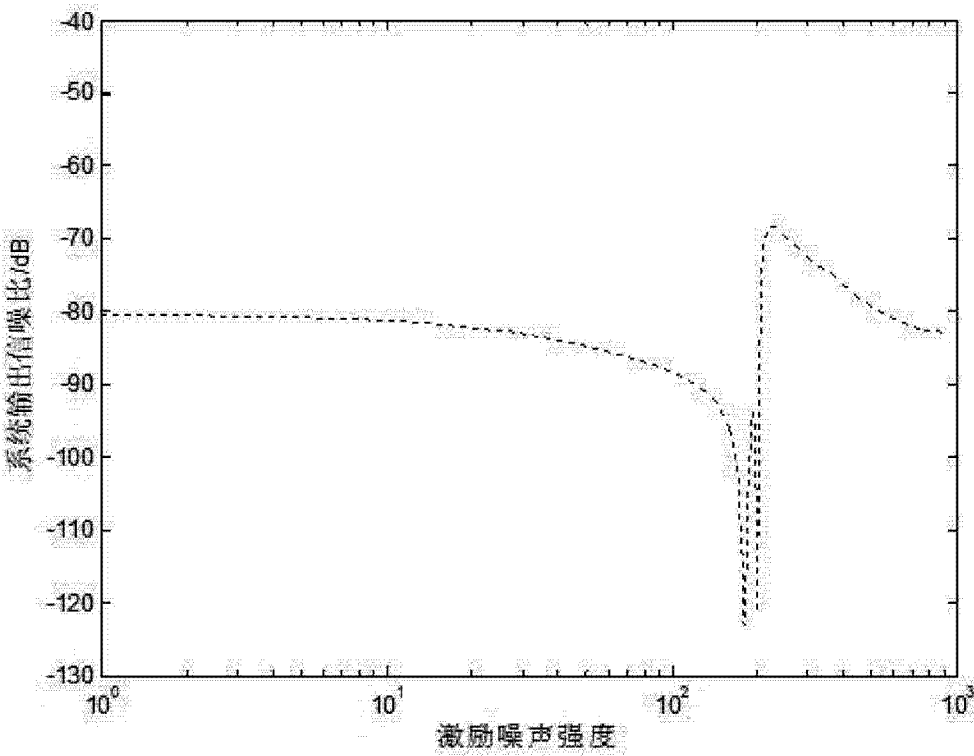


图 5