



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510035608.9

[45] 授权公告日 2008 年 10 月 8 日

[11] 授权公告号 CN 100423693C

[22] 申请日 2005.6.29

[21] 申请号 200510035608.9

[73] 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南十二路迈瑞大厦

[72] 发明人 伍晓宇 孙瑜 岑建

[56] 参考文献

JP2004-267240A 2004.9.30

CN1138974A 1997.1.1

CN1596825A 2005.3.23

CN1559344A 2005.1.5

审查员 彭燕

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫 朱晓光

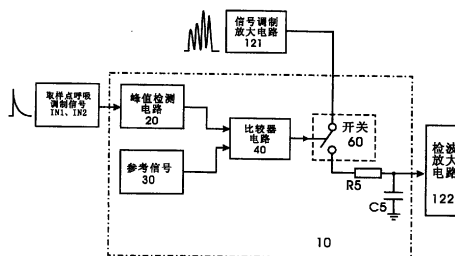
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 5 页

[54] 发明名称

适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法和装置

[57] 摘要

一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法和装置，基于原阻抗法呼吸波形测量电路(100)，包括：a. 设置抗电快速脉冲串干扰装置(10)，其输入信号的取样点设在信号调制放大电路(121)输入端；b. 装置(10)中再设置一参考信号(30)和比较器电路(40)，峰值检测电路(20)的输出和参考信号(30)接入比较器电路(40)的两输入端，比较器电路(40)的输出控制一电子开关(60)；c. 当峰值检测电路(20)的输出信号电平大于参考信号(30)的电平时，比较器电路(40)翻转，电子开关(60)断开，使干扰不能进入下一级电路；本发明实施简单，效果显著。



- 1、一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法，基于包括导联、信号调制放大电路（121）、检波放大电路（122）、滤波放大电路（123）和A/D转换电路（124）的阻抗法呼吸波形测量电路（100），其特征在于，所述方法包括步骤：
 - a. 设置一抗电快速脉冲串干扰装置（10），包括峰值检测电路（20），其输入信号的取样点设在信号调制放大电路（121）的第一输入端（IN1）和/或第二输入端（IN2）上；
 - b. 抗电快速脉冲串干扰装置（10）中再设置一参考信号（30）和比较器电路（40），峰值检测电路（20）的输出和参考信号（30）接入比较器电路（40）的两输入端，比较器电路（40）的输出端控制一电子开关（60），所述电子开关（60）接在信号调制放大电路（121）和检波放大电路（122）之间；
 - c. 设置参考信号（30）的电平大于呼吸载波信号的最大值，设置当峰值检测电路（20）的输出信号电平大于参考信号（30）的电平时，比较器电路（40）翻转，其输出端使电子开关（60）断开，隔离干扰；
 - d. 当干扰消失，峰值检测电路（20）的输出信号电平小于参考信号（30）的电平时，比较器电路（40）翻转，其输出端使电子开关（60）闭合，接通信号调制放大电路（121）和检波放大电路（122）。
- 2、根据权利要求1所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法，其特征在于：在所述峰值检测电路（20）中设置运算放大器（F1）、二极管（D5）、电阻（R10）、电容（C10），将运算放大器（F1）接成电压保持器形式，其输出接二极管（D5）的阳极，电阻（R10）、电容（C10）并联后，一端接二极管（D5）的阴极和整个电路的输出，另一端接地。
- 3、根据权利要求2所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法，其特征在于：所述电阻（R10）、电容（C10）阻容回路的时间常数取值大于20ms，小于50ms。

4、根据权利要求1所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法，其特征在于：所述取样点分别连接在信号调制放大电路（121）的第一输入端（IN1）或第二输入端（IN2）上。

5、一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置（10），基于包括导联、信号调制放大电路（121）、检波放大电路（122）、滤波放大电路（123）和A/D转换电路（124）的阻抗法呼吸波形测量电路（100），其特征在于：所述抗电快速脉冲串干扰装置（10）设置在阻抗法呼吸波形测量电路（100）中，包括峰值检测电路（20）、参考信号（30）、比较器电路（40）和电子开关（60），所述峰值检测电路（20）的输入信号的取样点连接在信号调制放大电路（121）的输入端第一输入端（IN1）和/或第二输入端（IN2）点上；所述峰值检测电路（20）的输出端和参考信号（30）接入比较器电路（40）的两输入端，比较器电路（40）的输出端连接电子开关（60）的控制端；所述电子开关（60）一端接信号调制放大电路（121）的输出端，另一端接检波放大电路（122）的输入端；

所述参考信号（30）的电平大于呼吸载波信号的最大值，当峰值检测电路（20）的输出信号电平大于参考信号（30）的电平时，比较器电路（40）翻转，其输出端使电子开关（60）呈断开状态。

6、根据权利要求5所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置（10），其特征在于：所述峰值检测电路（20）包括运算放大器（F1）、二极管（D5）、电阻（R10）、电容（C10），运算放大器（F1）接为电压保持器形式，其输出接二极管（D5）的阳极，电阻（R10）、电容（C10）并联后，一端接二极管（D5）的阴极和整个电路的输出，另一端接地。

7、根据权利要求6所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置（10），其特征在于：所述电阻（R10）、电容（C10）阻容回路的时间常数取值大于20ms，小于50ms。

8、根据权利要求5所述的适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置(10),其特征在于:所述取样点分别连接在信号调制放大电路(121)的第一输入端(IN1)或第二输入端(IN2)上。

适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法和装置

技术领域 本发明涉及脉冲信号处理，特别涉及对脉冲信号的鉴别，尤其涉及对噪声或干扰的抑制或限幅，通过电子开关的关闭或选通消除干扰的方法和装置。

背景技术 广泛应用于医用监护设备的阻抗法呼吸波形测量电路是一种小信号检测电路。人体胸腔本身有一定的基阻抗，呼吸运动引起胸腔容积发生变化，会带来阻抗值的微弱变化，这个变化从 0.1 欧姆到几个欧姆，频率为 0.1Hz 左右到 2Hz 左右。阻抗法测呼吸方法是通过心电导联线给人体施加一个频率为 20kHz ~ 100kHz 的激励信号，该信号被胸腔容积变化所调制，调制波的包络就是呼吸波形。这种调制检测方法可以消除电极接触阻抗、电路低频漂移、低频噪声的影响。

电源上的 EFT 干扰（即电快速脉冲串干扰），是由于电网上感性负载的切换引起的，在不同的环境下，其幅度可达到 500 ~ 4000V，上升时间为 ns 级，单个脉冲持续时间典型为几十 ns，一次猝发一般会有几十个脉冲，持续时间为零点几个 ms 到几个 ms。EFT 干扰信号由于其高频、高压的特性，很容易通过分布参数叠加到呼吸检测激励信号上。EFT 干扰通过分布参数从心电导联线经人体再返回到地，直接影响呼吸前端的调制电路。

由于呼吸基阻抗一般在 200 ~ 2000 Ω 左右，某些心电电缆还带有 1000 Ω 的除颤限流电阻，因此基阻会达到 4000 Ω 左右，而变阻能低到 0.2 Ω 左右，因此测量电路的放大倍数要求很高，达到几万倍，即使前端受到轻微干扰，也会给呼吸信号带来很大的影响。EFT 等高频干扰脉冲可以通过空间耦合或者监护仪器内部骚扰呼吸检测电路，它给电路带来的是一种瞬态高压冲击，并非是始终稳定存在的，很难通过低通滤波的方式从呼吸检测信号中消除掉，根本性的解决方法是切断干扰信号的电流回路，如从整机的机械结构下手，尽可能地减小监护仪电源和浮置应用电路之间的分布电容；使用时尽量把电源线和心电导联线拉开距离，减小直接的耦合等。

现有技术的抑制 EFT 干扰的方法有：

- (1) 通过提高激励信号幅度,降低调制电路后的放大倍数来提高信噪比,实现对干扰的抑制。由于受放大电路电源范围的限制和流过人体的安全电流的限制,激励信号幅度不可能无限制地增大,而为了保证呼吸波形的检测灵敏度,后端放大倍数也不能降低太多,因此,这种方法的作用有限。
- (2) 由于耦合到导联线上的 EFT 干扰信号是一种共模干扰,采集呼吸信号的导联线(如 RA, LL)输入端阻抗的不匹配,将会使共模信号转化为差模信号带来干扰,因此,提高导联线输入端的阻抗匹配程度,也可以改善抗 EFT 干扰性能,但这对元器件的精度和 pcb 布线提出了很高的要求,在实践中难以起到好的效果。

因此,原有技术存在这样的缺点:抗 EFT 干扰效果有限,设计上难以把握。

发明内容 本发明的目的是为了避开现有技术之不足而提出一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法和装置,本发明首先检测出 EFT 干扰脉冲,在 EFT 干扰持续期内使滤波解调电路的滤波电容和前级电路断开,使干扰信号不能进入后级电路来实现干扰抑制。

本发明通过以下的技术方案来实现:

实施一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法,基于包括导联、信号调制放大电路、检波放大电路、滤波放大电路和 A/D 转换电路的阻抗法呼吸波形测量电路,所述方法包括步骤:

- a. 设置一抗电快速脉冲串干扰装置,包括峰值检测电路,其输入信号的取样点设在信号调制放大电路的第一输入端 IN1 和第二输入端 IN2 上,也可以分别连接在所述第一输入端 IN1 或第二输入端 IN2 上;
- b. 抗电快速脉冲串干扰装置中设置一参考信号和比较器电路,峰值检测电路的输出和参考信号接入比较器电路的两输入端,比较器电路的输出端控制一电子开关,所述电子开关接在信号调制放大电路、检波放大电路之间;
- c. 设置参考信号的电平大于呼吸载波信号的最大值,设置当峰值检测电路的输出信号电平大于参考信号的电平时,比较器电路翻转,其输出端使电子开关断开;
- d. 当干扰消失,峰值检测电路的输出信号电平小于参考信号的电平时,比较器电

路翻转，其输出端使电子开关闭合，接通信号调制放大电路和检波电路。

本发明还可以通过以下的技术方案进一步得到实施：

设计制造一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置，基于包括导联、信号调制放大电路、检波放大电路、滤波放大电路和 A/D 转换电路的阻抗法呼吸波形测量电路，尤其是所述抗电快速脉冲串干扰装置设置在阻抗法呼吸波形测量电路中，包括峰值检测电路、参考信号、比较器电路和电子开关，所述峰值检测电路的输入信号的取样点连接在信号调制放大电路的第一输入端 IN1、第二输入端 IN2 上。本发明的取样点既可以同时连接在所述信号调制放大电路的第一输入端 IN1 和第二输入端 IN2 上，也可以分别连接在所述第一输入端 IN1 或第二输入端 IN2 上。

所述峰值检测电路的输出端和参考信号接入比较器电路的两输入端，比较器电路的输出端连接电子开关的控制端；所述电子开关一端接信号调制放大电路的输出端，另一端接检波放大电路的输入端。

所述参考信号的电平大于呼吸载波信号的最大值，当峰值检测电路的输出信号电平大于参考信号的电平时，比较器电路翻转，其输出端使电子开关呈断开状态，隔离干扰。

与现有技术相比较，本发明根据呼吸检测信号与干扰信号的不同特征，设置高频峰值检测电路检测出干扰信号，在干扰信号持续期间把呼吸波形检测通道断开，使干扰信号不能进入后级电路，实现干扰抑制。本发明实施简单，效果显著。

附图说明 图 1 是电快速脉冲串干扰产生的示意图；

图 2 是电快速脉冲串干扰量化分析示意图；

图 3 是本发明在原阻抗法呼吸波形测量电路中所做改进的原理方框图；

图 4 是本发明适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰方法装置的原理方框图；

图 5 是本发明所述装置中峰值检测电路的电原理图。

具体实施方式 下面结合附图以及最佳实施方式对本发明做进一步详尽的描述。

参照图 3：实施一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰的方法，最佳实

施例基于包括导联、信号调制放大电路 121、检波放大电路 122、滤波放大电路 123 和 A/D 转换电路 124 的阻抗法呼吸波形测量电路 100，如图 4 所示，所述方法包括步骤：

- a. 设置一抗电快速脉冲串干扰装置 10，包括峰值检测电路 20，其输入信号的取样点设在信号调制放大电路 121 的第一输入端 IN1 和第二输入端 IN2 上，也可以分别连接在所述第一输入端 IN1 或第二输入端 IN2 上；
- b. 在抗电快速脉冲串干扰装置 10 中设置一参考信号 30 和比较器电路 40，峰值检测电路 20 的输出和参考信号 30 接入比较器电路 40 的两输入端，比较器电路 40 的输出端控制一电子开关 60，所述电子开关 60 接在信号调制放大电路 121、检波放大电路 122 之间；
- c. 设置参考信号 30 的电平大于呼吸载波信号的最大值，设置当峰值检测电路 20 的输出信号电平大于参考信号 30 的电平时，比较器电路 40 翻转，其输出端使电子开关 60 断开，隔离干扰；
- d. 当干扰消失，峰值检测电路（20）的输出信号电平小于参考信号 30 的电平时，比较器电路 40 翻转，其输出端使电子开关 60 闭合，接通信号调制放大电路 121 和检波电路 122。

如图 3 所示，导联可设置两只，用于接在人体的左右侧，最佳实施例中，两只导联都接入工作。在另外的实施例中，也可以分别单独接入工作，或接在左侧，或接在右侧。

如图 5 所示，最佳实施例中，在所述峰值检测电路 20 中设置运算放大器 F1、二极管 D5、电阻 R10、电容 C10，将运算放大器 F1 接成电压保持器形式，其输出接二极管 D5 的阳极，电阻 R10、电容 C10 并联后，一端接二极管 D5 的阴极和整个电路的输出，另一端接地。

最佳实施方式中，所述电阻 R10、电容 C10 阻容回路的时间常数取值大于 20ms，小于 50ms。

本发明还可以通过以下的技术方案得到进一步实施。

如图 3、图 4 所示：设计制造一种适用于呼吸波形采集的抗电快速脉冲串干扰装置 10，基于包括导联、信号调制放大电路 121，检波放大电路 122、滤波放大电路 123 和 A/D 转换电路 124 的阻抗法呼吸波形测量电路 100，尤其是：所述抗电快速脉冲串

干扰装置 10 设置在阻抗法呼吸波形测量电路 100 中，其最佳实施方式包括峰值检测电路 20、参考信号 30、比较器电路 40 和电子开关 60，所述峰值检测电路 20 的输入信号的取样点连接在信号调制放大电路 121 的第一输入端 IN1、第二输入端 IN2 上；本发明的取样点既可以同时连接在信号调制放大电路的第一输入端 IN1 和第二输入端 IN2 上，也可以分别连接在所述第一输入端 IN1 或第二输入端 IN2 上。所述峰值检测电路 20 的输出端和参考信号 30 接入比较器电路 40 的两输入端，比较器电路 40 的输出端连接电子开关 60 的控制端；所述电子开关 60 一端接信号调制放大电路 121 的输出端，另一端接入检波放大电路 122 的输入端。

参考信号 30 的电平大于呼吸载波信号的最大值，当峰值检测电路 20 的输出信号电平大于参考信号 30 的电平时，比较器电路 40 翻转，其输出端使电子开关 60 呈断开状态，隔离干扰。

如图 5 所示，所述峰值检测电路 20 包括运算放大器 F1、二极管 D5、电阻 R10、电容 C10，运算放大器 F1 接为电压保持器形式，其输出接二极管 D5 的阳极，电阻 R10、电容 C10 并联后，一端接二极管 D5 的阴极和整个电路的输出，另一端接地。

在最佳实施例中所述电阻 R10、电容 C10 阻容回路的时间常数取值大于 20ms，小于 50ms；在其他应用场合可以重新确定时间常数。

如图 1 所示，EFT 干扰通过分布电容从心电导联线经人体再返回到地，还通过监护仪电源 200—分布电容—浮置电路 210—心电导联线—人体—分布电容返回到地。

如图 2 所示，EFT 脉冲串在不同的环境下，其幅度可达到 500~4000V，上升时间为 ns 级，单个脉冲持续时间典型为几十 ns，一次猝发一般会有几十个脉冲，持续时间零点几个 ms 到几个 ms。

图 4 所示抗电快速脉冲串干扰装置 10 的原理如下：峰值检测电路 20 的输入是呼吸载波信号（调制了呼吸信号后的激励信号），采样到的干扰峰值在设定好的电路时间常数下以指数曲线下降。干扰信号和固定的电压参考信号 30 作比较，当大于参考信号 30 时，比较器电路 40 翻转，把电子开关 60 断开，切断呼吸检波滤波电路的充放电回路，使电容 C5 上的信号保持不变；当干扰信号衰减到低于参考信号 30，比较器恢复，电子开关 60 重新接通，进行正常的检波滤波。

由于呼吸检测电路前端一般采用交流耦合以避免直流漏电流超标，不管 EFT 干扰

信号的极性如何，对应上升/下降沿，会被整成双向脉冲，所以图 5 所示的峰值检测电路 20 设计成单向检测即可。

实践证明，本发明根据呼吸检测信号与干扰信号的不同特征，设计高频峰值检测电路检测出干扰信号，在干扰信号持续期间把呼吸波形检测通道断开，使干扰信号不能进入后级电路，实现干扰抑制。本发明实施简单，效果显著。本发明的方法并适用其他需要消除随机高强度干扰的场合。

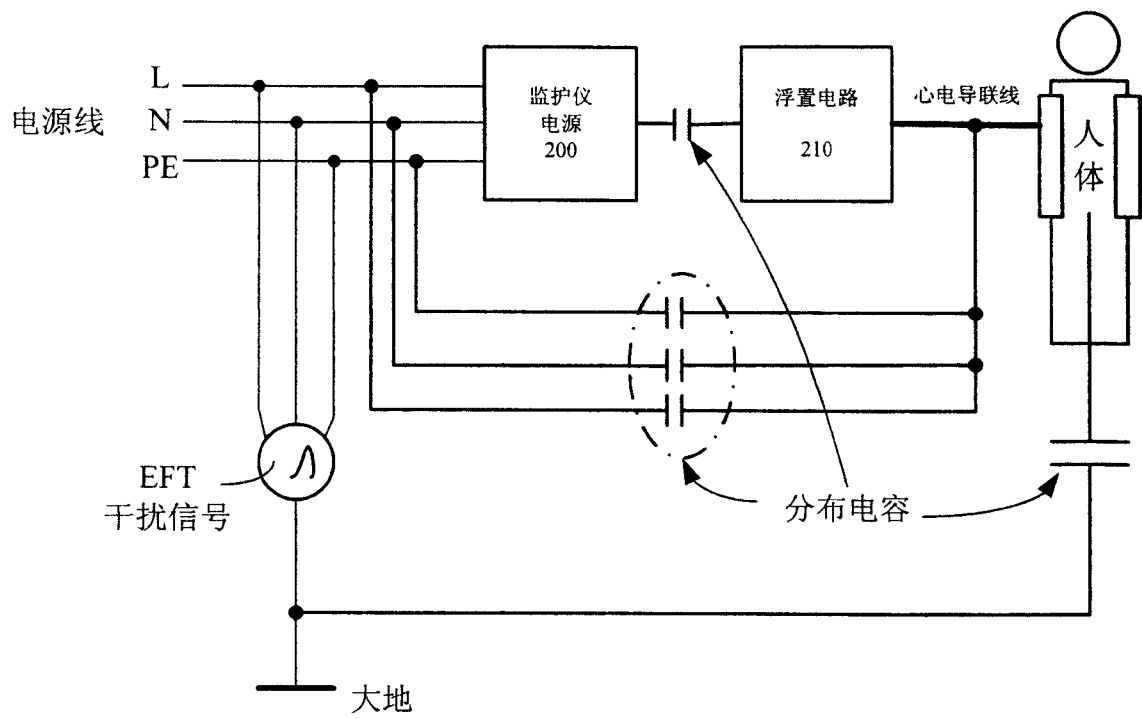


图1

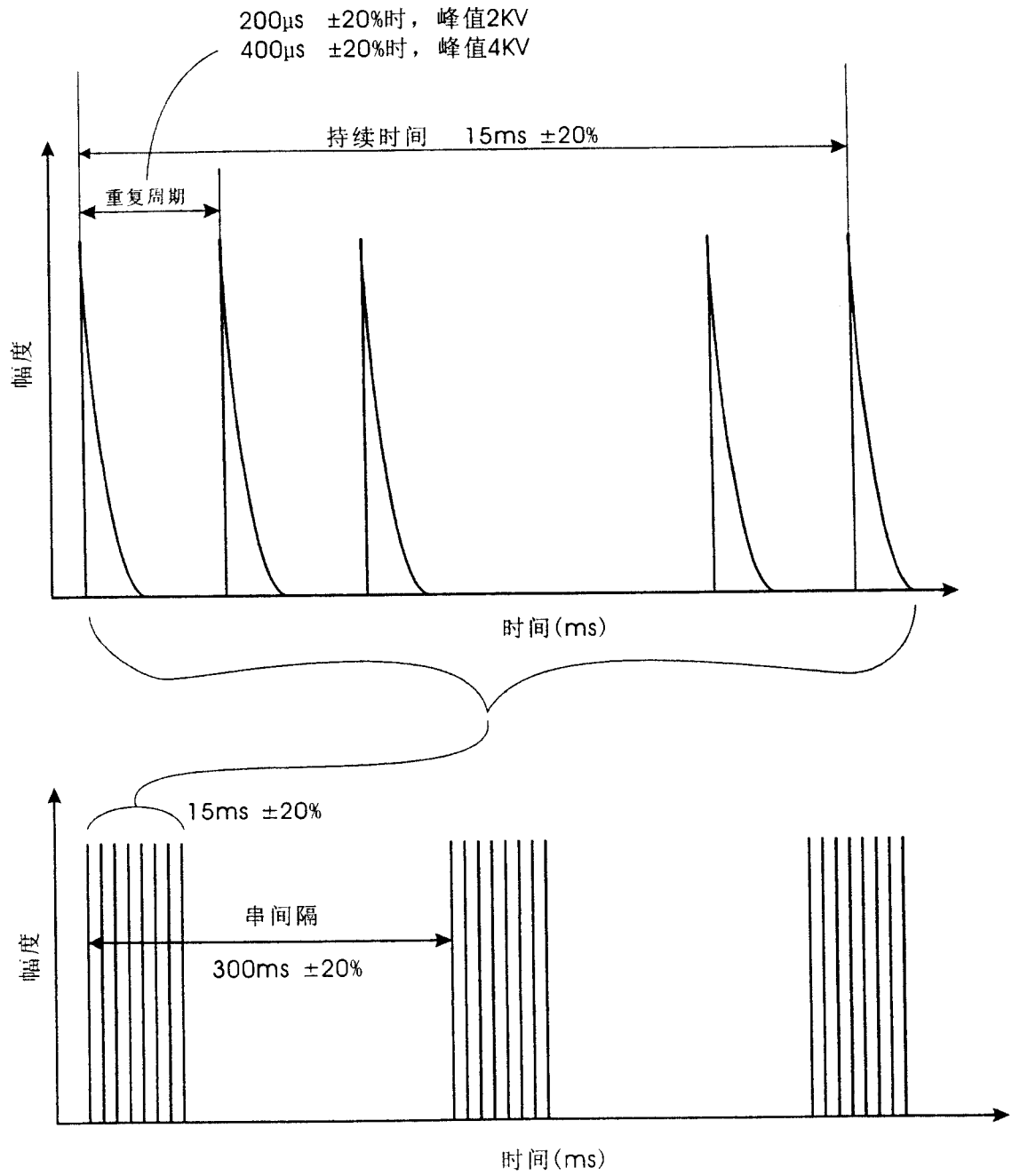


图2

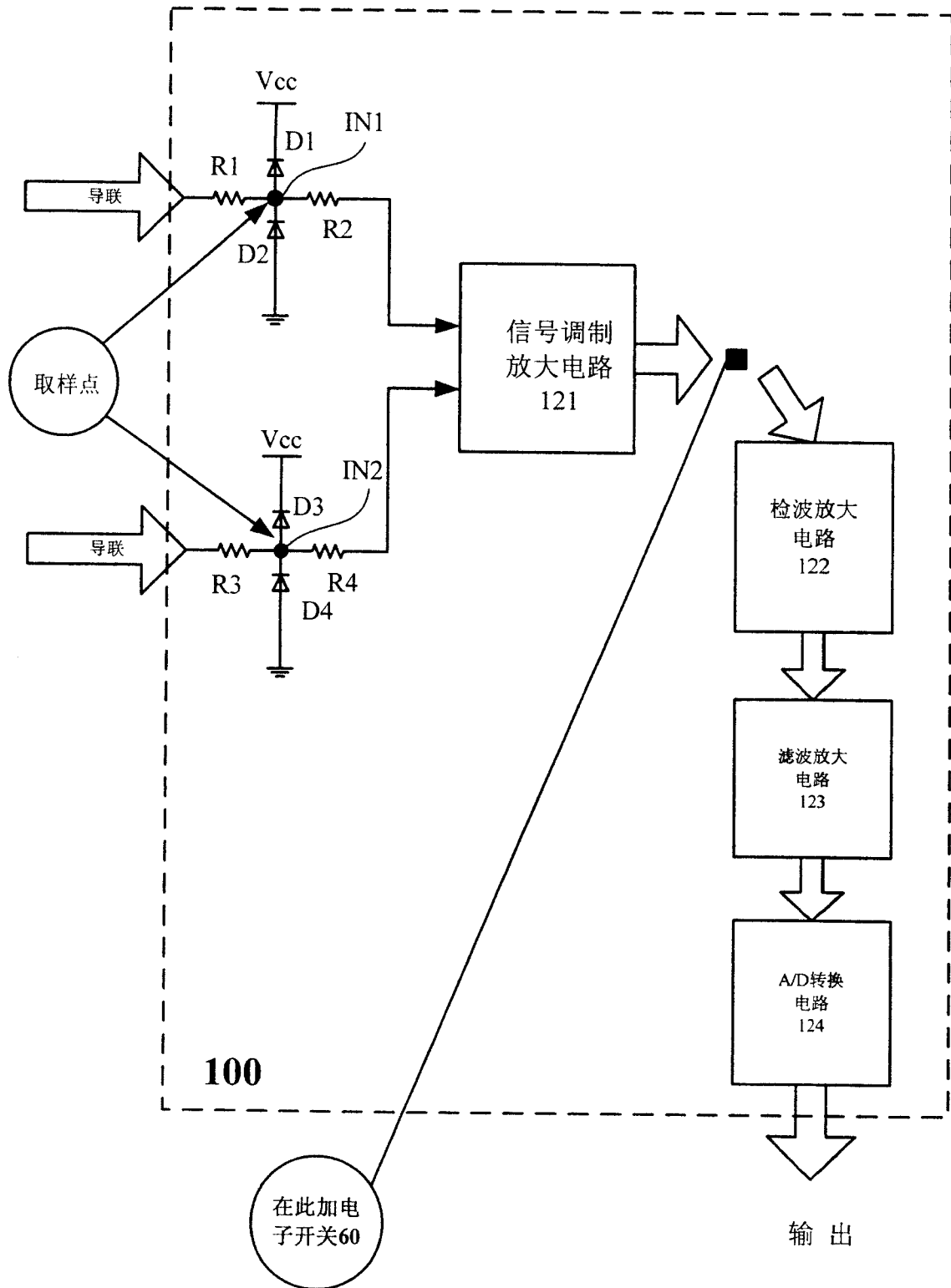


图3

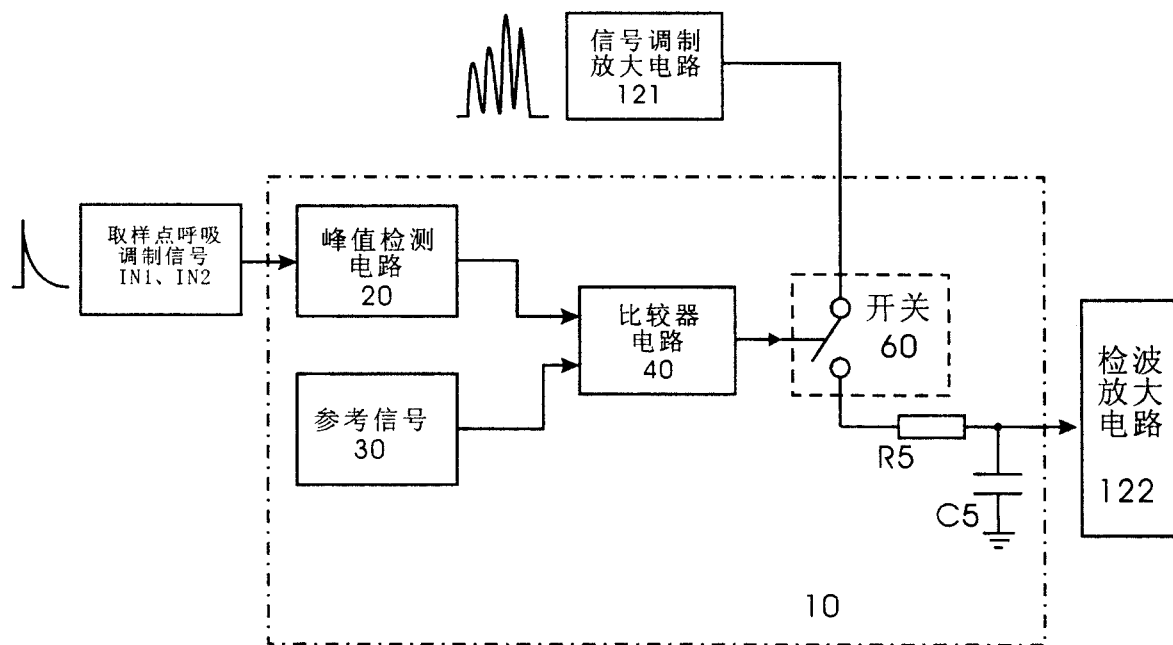


图4

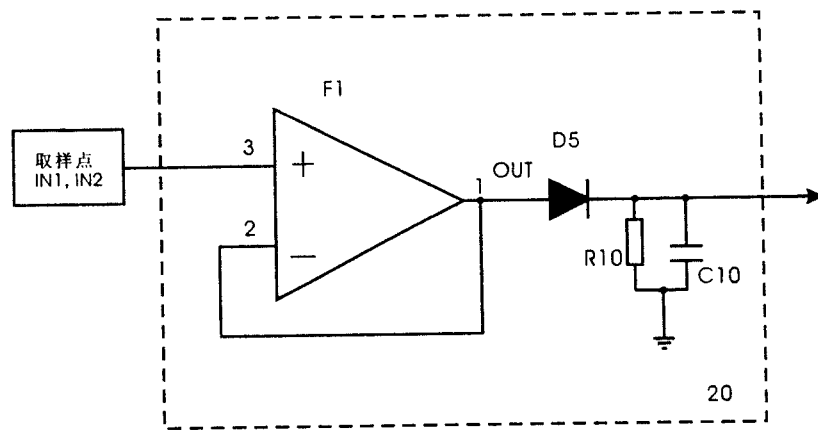


图5