



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101422363 B

(45) 授权公告日 2011. 10. 26

(21) 申请号 200810239218. 7

WO 03022221 A2, 2003. 03. 20,

(22) 申请日 2008. 12. 04

审查员 邢伟

(73) 专利权人 中国科学院电工研究所  
地址 100080 北京市海淀区中关村北二条 6 号

(72) 发明人 王明 方云龙 于阳

(74) 专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责  
任公司 11251  
代理人 关玲 贾玉忠

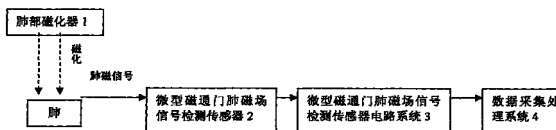
(51) Int. Cl.  
A61B 5/05(2006. 01)

(56) 对比文件  
US 2005065430 A1, 2005. 03. 24,  
JP 2007105351 A, 2007. 04. 26,

权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 5 页

(54) 发明名称  
微型磁通门肺磁信号检测装置

(57) 摘要  
一种微型磁通门肺磁信号检测装置, 该装置由肺部磁化器 (1)、微型磁通门肺磁场信号检测传感器 (2)、微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统 (3)、数据采集处理系统 (4) 构成。肺部磁化器 (1) 对待测肺部进行磁化, 磁化后的信号经由微型磁通门肺磁场信号检测传感器 (2) 转换为电信号, 经微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统 (3) 放大、滤波, 然后进入数据采集处理系统 (4) 进行模数转换, 存贮和分析。本发明采用基于微细加工技术的微型磁通门传感器取代传统磁通门传感器和超导量子干涉装置 (SQUIDs), 其分辨力达到  $10^{-11}$ T 水平。本发明主要应用于尘肺病的早期诊断、环境粉尘指标测定、肺功能状态判断以及其它肺部疾病的鉴别判断等领域。



1. 一种微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是,该装置由肺部磁化器(1)、微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)、微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统(3)、数据采集处理系统(4)构成;肺部磁化器(1)对待测肺部进行磁化,磁化后的信号经由微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)转换为电信号,经微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统(3)放大、滤波,然后进入数据采集处理系统(4)进行模数转换,存贮和分析。

2. 根据权利要求1所述的微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)由感应线圈、激励线圈和两层磁芯构成;所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统(3)由激励电源电路和信号放大转换电路构成;激励电源电路由晶振起振电路、选频放大电路、滤波电路和功率放大电路四部分组成,信号放大转换电路由选频放大电路、带通滤波电路、移相器、相敏检波电路与积分电路组成;晶振起振电路的芯片cd4060的输出端Q5产生激磁信号,送入功率放大电路,功率放大电路将放大功率的方波信号送至滤波电路;晶振起振电路芯片cd4060的另一个输出端Q4输出的二次方波信号经移相后,与信号放大转换电路的相敏检波器的芯片cd4052的9管脚和10管脚,即A、B端相连;激磁信号送至所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)内的激磁线圈,产生周期变化的交流磁场;当有微小的直流被测磁场通过所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)时,感应线圈内产生出二次谐波分量,该分量的幅值大小直接对应于被测磁场的大小;由所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器(2)的感应线圈输出信噪比很低的含有个次谐波分量的输出信号,该信号被送至信号放大转换电路的选频放大器,由选频放大器输出的信号送至带通滤波器端进行滤波;由带通滤波器输出的信号被送至相敏检波器进行检波,由相敏检波器输出的信号被送至积分放大电路进行计分与放大,积分放大电路输出的信号进入数据采集处理系统进行数据处理。

3. 根据权利要求2所述的微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是所述的激励电源电路中:晶振起振电路的起振电阻R1的一端、起振电阻R2的一端和起振电容C1的一端相互连接,起振电阻R1的另一端与晶振cd4060的11管脚连接,起振电阻R2的另一端与晶振cd4060的10管脚连接,起振电容C1的另一端与晶振cd4060的9管脚相连;晶振cd4060的11管脚接起振电阻R1,9管脚接起振电容C1,10管脚接起振电阻R2;晶振cd4060的14管脚接高电平,8管脚接地;晶振cd4060的5管脚即Q5的输出端连接功率放大电路三极管T1、三极管T2的基极,三极管T1、T2的发射极与电阻R3、R4和三极管T3、T4的基极相连,四个三极管T1、T2、T3、T4的集电极互联,电阻R3的另一端与电阻R5、三极管T4的发射极,以及滤波电路的二极管D1的输出端与电容C2,共同并联于Vcc电阻R4的另一端与电阻R6、三极管T3的发射极、以及滤波电路的二极管D2的输入端与C3,共同并联于GND;功率放大电路电阻R5、R6相连,三极管T3、T4的集电极相连,滤波电路的二极管D1、D2相连,电容C1、C2相连,所述的二极管D1、D2串联支路和电容C1、C2串联支路连接的公共部分与隔离变压器的输入相连。

4. 根据权利要求2所述的微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是所述的信号放大转换电路中,微型磁通门肺磁场信号检测传感器2的信号输出后,经过选频放大电路的电阻R7与电容C4,再通过电阻R8与电容C5组成的并联电路,所述电阻R8与电容C5组成的并联电路一端接于选频放大电路的负极,另一端接于放大器的输出端,再通过一个前置电容C6输出;从选频放大电路输出的信号通过带通滤波电路的电阻R13输入,电阻R13的另一端与

电阻 R14 串联,连接于 MAX-275 芯片的管脚 8,电阻 R14 另一端连接 MAX-275 芯片的 4 管脚与电阻 R15,同时通过电阻 R12 连接 14 管脚,再通过电阻 R17 连接到输出端,电阻 R15 连接到 MAX-275 芯片的 6 管脚;电阻 R16 两端连接到 MAX-275 芯片的 2 管脚与 7 管脚,MAX-275 芯片的 9、3、5、10、17 管脚接地,MAX-275 芯片的 9、3、5、10、17 管脚与 11 管脚之间并联电容 C8 和 -5V 电源;MAX-275 芯片的 18 管脚与输出端相连,经过电阻 R18 与 16 管脚相连;电阻 R19 两端与 MAX-275 芯片的 15 管脚、19 管脚相连;MAX-275 芯片的 12 管脚接地,同时通过电容 C9 与 +5V 电源的并联接到 MAX-275 芯片的 20 管脚;信号由带通滤波器出来后进入相敏检波器,相敏检波器芯片 cd4052 的 13 管脚输入,芯片 cd4052 的 8、2、15 管脚接地;芯片 cd4052 的 9、10 管脚为控制端,通过移相器与激磁电路芯片 cd4060 的 Q4 端相连,输入信号作为基准信号;由相敏检波器芯片 cd4052 的 4 管脚输出的信号直接连接到积分放大器的负极,积分放大器的负极与积分放大器输出端通过电容 C7 相连,积分放大器的正极通过电阻 R11 接地;积分放大器的输出端通过 R20 接到输入端,以实现反馈。

5. 根据权利要求 1 所述的微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是肺部磁化器 (1) 由两个电磁线圈和电源构成,电源输出的交流电经过整流后变成直流电流通过线圈,产生直流磁场对被检者肺部的粉尘进行磁化。

6. 根据权利要求 1 或 2 所述的微型磁通门肺磁信号检测装置,其特征是所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器 (2) 由感应线圈、激励线圈和两层磁芯构成,第一层磁芯位于硅基片上方,第一层磁芯上面为感应线圈,感应线圈上面为激励线圈,激励线圈上面为第二层磁芯。

7. 根据权利要求 2 所述的微型磁通门肺磁场信号检测装置,其特征是所述的微型磁通门肺磁场信号检测传感器 (2) 的感应线圈采用溅射和干法刻蚀工艺加工,激励线圈采用电镀铜的工艺加工,磁芯则利用电镀坡莫合金工艺制成薄膜结构。

## 微型磁通门肺磁信号检测装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种微型磁通门肺磁信号检测装置。

### 背景技术

[0002] 由于生活或工作环境污染等原因,人体会吸入粉尘。粉尘是由于人类的各种生产生活行为或自然形成的长期悬浮在空气中的固体颗粒,各种不同成分的粉尘微粒经呼吸道进入肺部,并沉积起来,会引起以肺组织纤维化为主的全身疾病,称为尘肺。大多数粉尘虽然含铁量的多少不同,但都具有磁性,只不过有强弱之分。磁性物质在磁场中要被磁化,磁化了的物质在空间中要产生附加磁场。因此,肺内积蓄的粉尘在外部强的直流磁场作用下将被磁化,撤去直流磁场后,附加磁场仍然存在,这个附加磁场就是肺内积蓄的粉尘在体表产生的微弱磁场,称其为肺磁场,肺磁场信号的大小在  $10^{-11} \sim 10^{-8}T$  之间。1970 年,美国 MIT 的科学家 Cohen. D 首先进行了粉尘肺磁信号检测技术研究,并记录了世界上第一个肺磁图,由于这种方法具有无损伤和高分辨力的优点,在尘肺的早期诊断中极具应用价值。

[0003] 用于肺磁场信号检测的方法主要有两种,一种方法是利用超导量子干涉仪(SQUIDS)进行检测,另一种方法是利用传统工艺加工的磁通门(称为传统磁通门)传感器进行检测。磁通门一般由激励线圈、感应线圈和磁芯构成,磁芯由高磁导率的软磁材料制成。工作时,激励线圈中通以一定频率和波形的交变电流进行激励,使磁芯往复磁化到饱和。当存在被测磁场时,被测磁场在磁芯中形成的磁通被交变磁场所调制,使感应线圈输出发生非对称性变化,利用这种原理可以测量微弱磁场。

[0004] SQUIDS 检测法的优点是分辨力非常高(可达  $10^{-15}T$ ),缺点是工作在低温环境下,需用液氦或液氮来维持,费用十分昂贵。另外,还有临床占用面积大,易受环境噪声的影响,需进行屏蔽,操作难度大,使用携带不方便等缺点。传统磁通门在体积、功耗、成本及使用方便性方面相比 SQUIDS 有优势,但受加工工艺的限制,其分辨力不易达到很高(目前国内外报道的传统磁通门肺磁信号检测系统的分辨力基本上在  $10^{-10}T$  量级),只能用于强磁性粉尘(如铁磁性粉尘)引起的肺磁信号的检测,在弱磁性粉尘(如矽性粉尘,引起的肺磁信号在  $10^{-11}T$  量级)检测方面还得依赖于 SQUIDS 技术,这极大的限制了磁通门肺磁信号检测技术在尘肺病早期诊断领域的应用。

[0005] 我国研制传统磁通门肺磁检测装置的单位主要有两家,一家为上海交通大学,他们自己组装了传统磁通门肺磁信号检测装置,分辨力为  $2-3 \times 10^{-10}T$ ,另一家为哈尔滨电工仪表研究所,他们研制了小规模产品化的 CJX-I 型传统磁通门肺磁信号检测装置,分辨力达到  $3 \times 10^{-10}T$ 。国外开展传统磁通门肺磁检测装置研制的主要有捷克布拉格工业大学的 P. Ripka 等,日本东京电机大学的郑以勤等,芬兰赫尔辛基工业大学的 K. Aittoniemi 等,他们通过实验室自己组装了传统磁通门肺磁信号检测装置,这些装置的分辨力在  $10^{-10}T$  量级。

[0006] 传统磁通门的制作一般采用冲压、切割、机械缠绕等方法,通过这些传统工艺制作出的磁通门在体积、重量、功耗以及噪声控制等许多方面都存在难以克服的缺点。目前,利用微细加工(MEMS)工艺加工的微磁通门成为磁通门技术发展的突破口。与传统磁通门相

比,微磁通门的优点是:

[0007] 1) 可以在加工过程中,严格控制磁通门的结构参数以及加工材料的电磁参数,使其符合设计要求,这有利于消除噪声,提高磁通门的灵敏度和分辨力。

[0008] 2) 可以将磁通门传感器的各部分集成到一起,并且还能将磁通门传感器及其接口电路制作在同一芯片上,使得整个系统的尺寸和重量大大减小,同时减小损失在连线、分立器件等上的功耗,以及由此引起的噪声等,在进一步提高磁通门的灵敏度和分辨力的同时,还降低了系统的制作和运行成本,有利于相关产品的产业化。

[0009] 微磁通门的研究始于二十世纪90年代初,1990年,瑞士的T. Seitz首先采用微细加工工艺制作了世界上第一个微型磁通门传感器,该磁通门将磁芯和感应线圈集成到一个芯片上。日本的S. Kawahito等人从1993年开始先后研制出单芯、双芯、环芯磁通门探头以及探头与接口电路集成在一起的微型磁通门传感器系统。德国的R. Cottfried等人于1996年研制出了三个线圈构造且接口电路集成在同一芯片上的双芯磁通门系统。1999年,美国的T. M. Liakopouls等人首次制作出微结构的长环芯磁通门。2000年,瑞典的L. Chiesi等人报告了另一种双芯的集成微型磁通门系统。2000年,瑞士P. Kejik等人报道了激励和感应线圈都为平面结构的微型磁通门。2006年,捷克的O. Zorlu等人报道了一种低功耗的正交式微型磁通门。我国微磁通门研究起步较晚,目前开展这方面研究的单位也较少,2003年,哈尔滨工业大学游余新等人国内首次发表了有关微磁通门加工工艺研究的文章。进入二十一世纪,由于材料和工艺突飞猛进的发展,微磁通门技术的研究正朝着小型化、系统化、实用化、商品化方向发展,相关产业也不断壮大。

[0010] 微型磁通门相关的专利有美国专利US7, 208, 947、USP6, 278, 272和USP6, 456, 069等,专利W02005033723, EP1597606, FR2851661等。这些专利中,微型磁通门的应用领域主要集中在航空航天,地磁检测等领域,目前未见将微型磁通门技术应用于生物医用检测领域的专利报道。

[0011] 常用肺磁信号检测技术中:SQUIDS检测法缺点是维护使用费用十分昂贵、临床占用面积大,易受环境噪声的影响,需进行屏蔽,操作难度大,使用携带不方便等。传统磁通门检测法的缺点是分辨力不易达到很高,不适于所有类型的尘肺病早期诊断。

## 发明内容

[0012] 本发明针对前述常用肺磁信号检测技术存在的问题,提出一种利用微型磁通门传感器进行肺磁信号检测的新装置,本发明的分辨力达到 $10^{-11}$ T水平,用以取代超导量子干涉仪(SQUIDS)检测法和传统磁通门检测法。

[0013] 本发明采用的技术方案:

[0014] 本发明微型磁通门肺磁信号检测装置由微型磁通门肺磁场信号检测传感器、微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统、肺部磁化器、数据采集处理系统构成。肺部磁化器的作用是待测肺部进行磁化,磁化后的信号经由微型磁通门肺磁场信号检测传感器转换为电信号进入微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统进行放大、滤波,然后进入数据采集处理系统进行模数转换,存贮和分析。

[0015] 本发明采用基于微细加工技术的微型磁通门传感器取代传统磁通门传感器和超导量子干涉仪,本发明微型磁通门传感器肺磁信号检测系统具有体积小、重量轻、功耗低,

移动使用方便、操作简单、造价低等优点,这有利于肺磁检测技术的实用化、产业化。另外,本发明微型磁通门肺磁信号检测装置可以检测过去只能利用超导量子干涉仪磁强计才能检测到的弱磁性粉尘引起的肺磁信号,克服了传统的磁通门传感器肺磁信号检测系统由于分辨力低而只能用来检测强磁性粉尘引起的肺磁信号的缺点。

[0016] 本发明适用于尘肺病的早期诊断、环境粉尘指标测定、肺功能状态判断以及其它肺部疾病的鉴别判断等领域的微型磁通门传感器及其系统。

#### 附图说明

[0017] 图1 微型磁通门肺磁信号检测装置的系统框图,图中:1为肺部磁化器,2为微型磁通门肺磁场信号检测传感器,3为微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统,4为数据采集处理系统;

[0018] 图2 微型磁通门肺磁场信号检测传感器结构图;

[0019] 图3 激励电源电路原理图;

[0020] 图4 信号放大转换电路原理图;

[0021] 图5 肺部磁化器电路图;

[0022] 图6 微型磁通门肺磁场信号检测传感器与其电路系统连接关系示意图。

#### 具体实施方式

[0023] 如图1所示,本发明微型磁通门肺磁信号检测装置由微型磁通门肺磁场信号检测传感器2、微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统3、肺部磁化器1、数据采集处理系统4构成。肺部磁化器1对待测肺部进行磁化,磁化后的信号经由微型磁通门肺磁场信号检测传感器2转换为电信号进入微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统3进行放大、滤波,然后进入数据采集处理系统4进行模数转换,存贮和分析。

[0024] 具体说明如下:

[0025] 1、微型磁通门肺磁场信号检测传感器

[0026] 微型磁通门肺磁场信号检测传感器2由感应线圈、激励线圈和2层磁芯构成。其结构如图2所示,其静态结构为:第一层磁芯位于硅片上方,第一层磁芯上面为感应线圈,感应线圈上面为激励线圈,激励线圈上面为第二层磁芯。其加工方式为:首先在硅基片上利用电镀坡莫合金工艺制成薄膜结构的第一层磁芯。然后,在第一层磁芯上采用溅射和干法刻蚀工艺加工铝制感应线圈,接着在感应线圈上利用电镀铜的工艺加工激励线圈,最后,在激励线圈上再利用电镀坡莫合金工艺制成薄膜结构的上层磁芯。这里采用的器件加工工艺:溅射、干法刻蚀及多步电镀工艺等不仅相对简单,而且与CMOS工艺兼容,显著降低了器件的制作、集成以及封装成本。

[0027] 2、微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统

[0028] 微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统3由激励电源电路和信号放大转换电路构成。激励电源电路和信号放大转换电路之间的信号传输和连接方式是这样的,激励电源电路的输出端分为两路:一路转换为传感器激磁电源,其频率等于激磁磁场频率;另一路转换为信号放大转换电路的相敏解调器的基准信号源,其频率等于探头输出信号二次谐波分量频率。即激励电源电路的晶振起振电路的一个输出端Q4输出的二次方波信号经

移相后,与信号放大转换电路的相敏检波器的芯片 cd4052 的管脚 9、10 即 A、B 端相连。

#### [0029] (1) 激励电源电路

[0030] 激励电源电路的主要作用是在铁芯内产生周期的饱和磁场,当铁芯处于待测磁场之中时,就会在测量线圈中感应出相应的电动势。激励电源电路由晶振起振电路、选频放大电路、滤波电路和功率放大电路四部分组成。晶振起振电路的主要功能是产生频率稳定的信号。它主要由计数 / 振荡器 CD4060、晶振、起振电阻及起振电容构成。分频也靠 CD4060 芯片,其输出端分为两路:一路转换为探头激励电源,其频率等于激磁磁场频率;另一路转换为相敏解调器基准信号源,其频率等于探头输出信号二次谐波分量频率。功率放大电路由四个三极管 T1、T2、T3、T4 构成。其电路原理图如图 3 所示。

[0031] 激励电源电路的频率采用 cd4060 内部的振荡器外接起振电阻 R1, R2 与起振电容 C1 组成,电路的基本频率为激磁频率的 16 倍,由起振电阻 R1, R2、及起振电容 C1 共同决定。

[0032] Cd4060 内部有分频电路,并从 8 分频开始,后面的电路需两种频率,故由内部 16 分频后,在输出端得到的方波信号,而相敏检波电路需要的频率由 Q4 端经内部 8 分频后得到的频率,此输出经过调相器送到相敏检波电路。

[0033] 如图 3 所示:激励电源电路的元器件连接方式为:晶振起振电路以晶振 cd4060 为核心,起振电阻 R1、起振电阻 R2 和起振电容 C1 一端连接,另一端分别与晶振 cd4060 的管脚 11、9、10 相连:cd4060 的管脚 11 接起振电阻 R1,管脚 9 接起振电容 C1,管脚 10 接起振电阻 R2,其作用是产生振荡信号。晶振 cd4060 管脚 14 接高电平,管脚 8 接地。管脚 5 即 Q5 的输出端连接功率放大电路三极管 T1、三极管 T2 的基极,T1、T2 的发射极与电阻 R3、R4 和三极管 T3、T4 的基极相连,四个三极管 T1、T2、T3、T4 的集电极互联,电阻 R3 的另一端与电阻 R5、三极管 T4 的发射极,以及滤波电路的二极管 D1 的输出端与电容 C2,共同并联于 Vcc;电阻 R4 的另一端与电阻 R6、三极管 T3 的发射极、以及滤波电路的二极管 D2 的输入端与 C3,共同并联于 GND。功率放大电路电阻 R5、R6 相连,三极管 T3、T4 的集电极相连,滤波电路的二极管 D1、D2 相连,电容 C1、C2 相连,上述支路连接的公共部分与隔离变压器的输入相连。

[0034] 激磁信号输出为方波,由 Q5 端输出后与两个三极管 T1, T2 相连,T1 的输入端与 T2 的输出端分别与三极管 T4、T3 的基极相连,这样就把由 Q5 端输出的方波信号通过两个三极管进行了两次放大,R3、R4、R5、R6、的作用是限流。放大后的方波信号经过由两个二极管 D1、D2 和两个电容 C2、C3 组成的滤波电路后,转换为正弦波,再通过隔离变压器,为磁通门提供激磁。

[0035] 其工作原理是,先由 cd4060 晶振产生 16 倍激磁频率的信号,然后通过分频,由 Q5 端输出一倍于激磁频率的信号,由 Q4 端输出二倍于激磁频率的信号。由 Q5 输出的信号经过四个三极管的放大,再通过滤波电路的输出,可以得到放大的正弦波,该波形用于微型磁通门肺磁场信号检测传感器的激磁。由 Q4 输出的信号,通过移相器与相敏检波器 cd4052 的 A、B 两端相连,作为相敏检波器的基准信号源。

[0036] 这里设计的激励电源电路的工作励磁频率为 0—15MHz 线性可调,输出功率不大于 1W。

#### [0037] (2) 信号放大转换电路

[0038] 本发明采取二次谐波法测量肺磁信号。信号放大转换电路由选频放大电路、带通滤波电路、移相器、相敏检波电路与积分电路等几个部分组成。选频放大电路的主要作用是

前置放大,将磁通门探头输出的信号先进行滤波,同时使二次谐波分量得到最大的增益。再用带通滤波电路使输出信号以二次谐波分量输出。然后用移相器将激磁电路分频所得到的二次谐波分量与微型磁通门肺磁场信号检测传感器输出的二次谐波分量同相。相敏检波器和积分电路共同作用能使得二次谐波分量得到最终的放大输出,而其他频率的分量都得到抑制,从而对被测磁场得到准确的测量。其电路原理图如图 4 所示。

[0039] 如图 4 所示,信号放大转换电路部分的元器件连接方式如下:

[0040] 1) 选频放大电路:

[0041] 微型磁通门肺磁场信号检测传感器 2 的信号输出后,分别经过电阻 R7 与电容 C4,再通过电阻 R8 与电容 C5 组成的并联电路,该并联电路一端接于放大器的负极,另一端接于放大器的输出端。再通过一个电容 C6 输出。放大器的正极通过 R9 接地。

[0042] 该电路不仅有滤波的效果,通过调节 R7、C4、R8、C5 之间的值,也可将信号放大。一般情况下,选频放大器的中心频率是激磁频率的两倍。此时输入的二次谐波可获得最大增益,噪声和非二次谐波分量信号将受到抑制。因选频放大器对磁通门的精度有害,故选频放大器的设计只考虑信号增益的稳定,而不过分追求滤波效果,其品质因数不能过高,以免出现振荡或增益不稳定,故选频放大器采用一阶带通放大器。

[0043] 2) 带通滤波电路:

[0044] 该电路是以 MAX-275 芯片为核心,该芯片只要调节外围的电阻值,便可得到外围的低通、高通或带通滤波器。从选频放大电路输出的信号通过电阻 R13 输入,电路结构为电阻 R13 另一端与电阻 R14 串联,连接 MAX-275 芯片的管脚 8,电阻 R14 另一端连接 MAX-275 芯片的管脚 4 与电阻 R15,同时通过电阻 R12 连接管脚 14,再通过电阻 R17 连接到输出端,电阻 R15 连接到 MAX-275 芯片的管脚 6。电阻 R16 两端连接到 MAX-275 芯片的管脚 2 与 7,管脚 9、3、5、10、17 接地,同时与管脚 11 之间并联电容 C8 和 -5V 电源。MAX-275 芯片的管脚 18 与输出端相连,经过电阻 R18 与管脚 16 相连。R19 两端与 MAX-275 芯片的管脚 16、19 相连。MAX-275 芯片的管脚 12 接地,同时通过电容 C9 与 +5V 电源的并联接到管脚 20。

[0045] 该电路的作用是弥补选频放大器滤波的不足,滤除输出信号中的非二次谐波分量。

[0046] 3) 相敏检波器:

[0047] 信号由带通滤波器出来后进入相敏检波器,相敏检波器的核心为芯片 cd4052,该芯片的管脚 8、2、15 接地,信号由管脚 13 输入。芯片 cd4052 的管脚 9、10 为控制端,通过移相器与激磁电路芯片 cd4060 的 Q4 端相连,输入信号作为基准信号。输出为管脚 4。

[0048] 该电路的作用是,通过控制端的输入信号,来控制输入信号的输出。当控制信号为高电平时,将输入信号送出相敏检波器;当控制信号为低电平时,将输入信号阻断。

[0049] 4) 积分放大电路:

[0050] 该电路是信号放大转换电路的最后部分,由相敏检波器输出的信号直接连接到积分放大器的负极,负极与积分放大器的输出端通过电容 C7 相连,然后输出信号,这就实现了积分放大。放大器的正极通过电阻 R11 接地。输出端通过 R20 接到输入端,以实现反馈。

[0051] 积分滤波器是电路输出端的最后处理环节,务求彻底。积分滤波器将相敏检波器检波后脉动的二次谐波信号转换成平滑的直流信号,一方面送到后面的电路进行处理,另一方面通过反馈环节送到微型磁通门肺磁场信号检测传感器 2 中,产生与被测磁场相反的



磁场,以使微型磁通门肺磁场信号检测传感器 2 始终工作在零磁场下,从而保证微型磁通门肺磁场信号检测传感器的最高的精度。积分滤波电路的设计原则是要兼顾滤波效果与系统的反应时间,积分时间长,滤波效果好,但系统反应时间长积分时间短,系统反应快,但滤波效果不好。

[0052] 由微型磁通门肺磁场信号检测传感器测得的信号输出先进入选频放大器,先将信号放大与滤波,然后信号经过带通滤波电路,该电路中使用了 MAX275 芯片,只需调整外围电阻值即可方便地得到多阶低通、带通和高通滤波的功能。信号经过这样的处理后使得输出以二次谐波为主要部分。接着将输出信号送至相敏检波器,相敏检波器的作用是:当基准信号是高电平时,将输入信号输出,送至积分电路;当基准信号是低电平时,不将输入信号输出。

[0053] 这里设计的激励电源电路的工作励磁频率为 0--15MHz 线性可调,输出功率不大于 1W。

### [0054] 3、肺部磁化器

[0055] 肺部磁化器 1 由两个相距 40cm 的大型电磁线圈和电源构成,线圈直径 50cm,匝数为 1000 圈,电源输出的交流电经过整流后变成直流电流通过线圈,能产生约 800 高斯左右的直流磁场,被检者站在两个线圈之间,对肺部的粉尘进行磁化。其电路图如图 5 所示:

[0056] 肺部磁化器电路的元器件连接方式为,串联的二极管 D1、D3 的输出端分别与串联二极管 D2、D4 的输入端相连,所述两个串联支路的连接处分别与交流电源相连。同时所述两个串联支路并联。作用为整流。二极管 D5 的输出端与第一线圈 1 相连、D6 输出端与第二线圈 2 相连,同时所述两电路并联,所述两电路的输入端与二极管 D2、D4 串联支路的输出端相连,两个线圈的另一端通过电阻 R 与二极管 D1、D3 的输入端相连,电阻 R 的作用是限流。

### [0057] 4、数据采集处理系统

[0058] 数据采集处理系统 4 的工作是将微型磁通门检测传感器电路系统输出的肺磁场信号进行模数转换,输入计算机存贮。然后对测定的肺磁信号数据进行处理,推断体内积蓄粉尘磁偶极子的部位和大小,即积蓄粉尘的所在部位和量的多少,并给出直观的分析结果,以便医生进行分析诊断。

[0059] 本发明的工作方式是这样的:首先,利用肺部磁化器 1 对待测对象的肺部粉尘进行磁化,然后将微型磁通门肺磁场信号检测传感器 2 紧贴待测对象的胸部置于其肺部上方,对磁化后的粉尘产生的肺磁信号进行检测,然后将磁信号转化为电信号输出到微型磁通门肺磁场信号检测传感器电路系统 3 进行放大、滤波,数据采集处理系统 4 最后将电路系统输出的信号进行模数转换,存贮和分析。

[0060] 微型磁通门肺磁场信号检测传感器与其电路系统连接关系如图 6 所示,具体说明如下:

[0061] 晶振起振电路的输出端一个为 cd4060 的管脚 5 即 Q5 端,另一个为 cd4060 的管脚 7 即 Q4 端。Q5 产生激磁信号,送入功率放大电路,功率放大电路的输入端为三极管 T1、T2 的基极,它的输出端为三极管 T3、T4 的发射极。它将放大功率的方波信号送至滤波电路输入端,滤波电路的输入端为二极管 D1 的输出端与电容 C2 的并联部分,和二极管 D2 的输入端与电容 C3 的并联部分;滤波电路的输出端为 D2 的输出与 D1 输入端的连接部分,和两电容 C2、C3 的连接部分。晶振起振电路的另一个输出端 Q4 输出的二次方波信号经移相后,与

信号放大转换电路的相敏检波器的芯片 cd4052 的管脚 9、10 即 A、B 端相连。

[0062] 激磁信号送至微型磁通门肺磁场信号检测传感器内的激磁线圈,产生周期变化的交流磁场;当传感器内有微小的直流的被测磁场时,感应线圈内产生出二次谐波分量,该分量的幅值大小直接对应于被测磁场的大小。

[0063] 由感应线圈输出信噪比很低的含有个次谐波分量的输出信号,该信号被送至信号放大转换电路的选频放大器。选频放大器的输入端为电阻 R7,输出端为电容 C6。

[0064] 由选频放大器输出的信号送至带通滤波器端进行滤波。带通滤波器是以 MAX-275 的管脚 8 即 INA 端为输入,以 MAX-275 的引脚 18 即 BPOB 端为输出。

[0065] 由带通滤波器输出的信号被送至相敏检波器进行检波。相敏检波器的输入端是 cd4052 芯片的管脚 13 即 X 端,输出端是芯片 cd4052 的管脚 4 即 x1 端。

[0066] 由相敏检波器输出的信号被送至积分放大电路进行积分与放大,该电路的输入端为放大器的负极,输出端为放大器的输出端。输出的信号再经电阻 R20 进行反馈。

[0067] 最后,积分放大电路输出的信号进入数据采集处理系统。

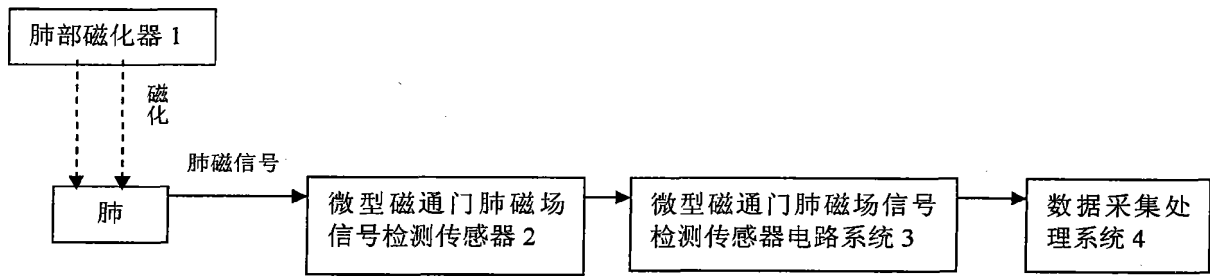


图 1

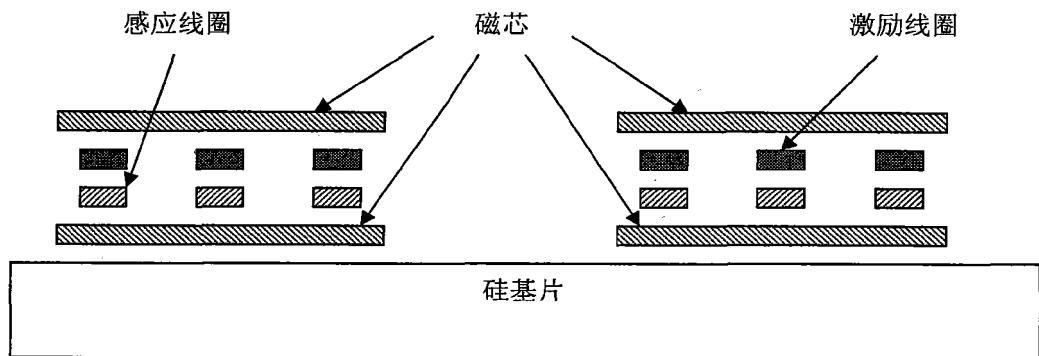


图 2

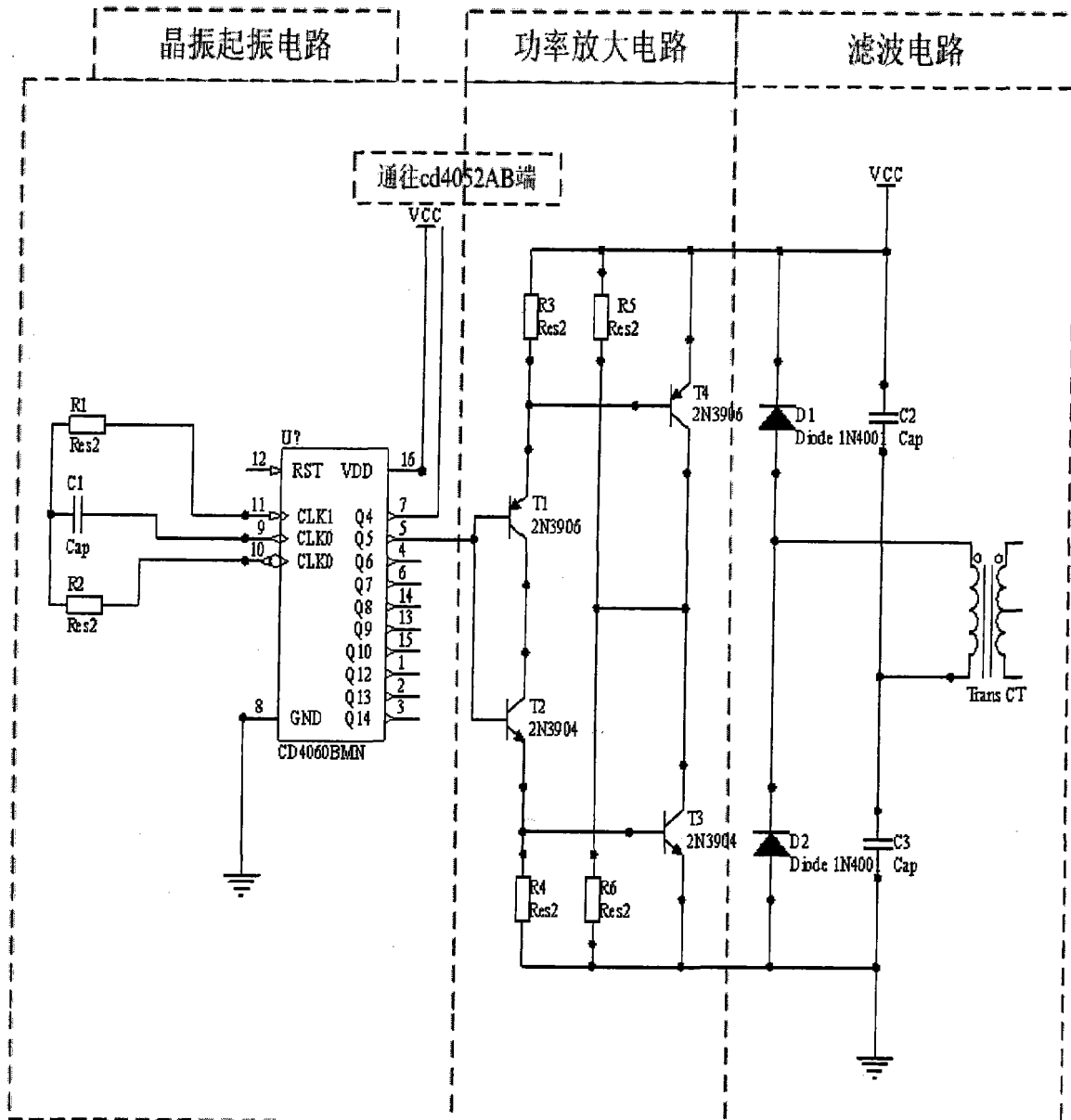


图 3

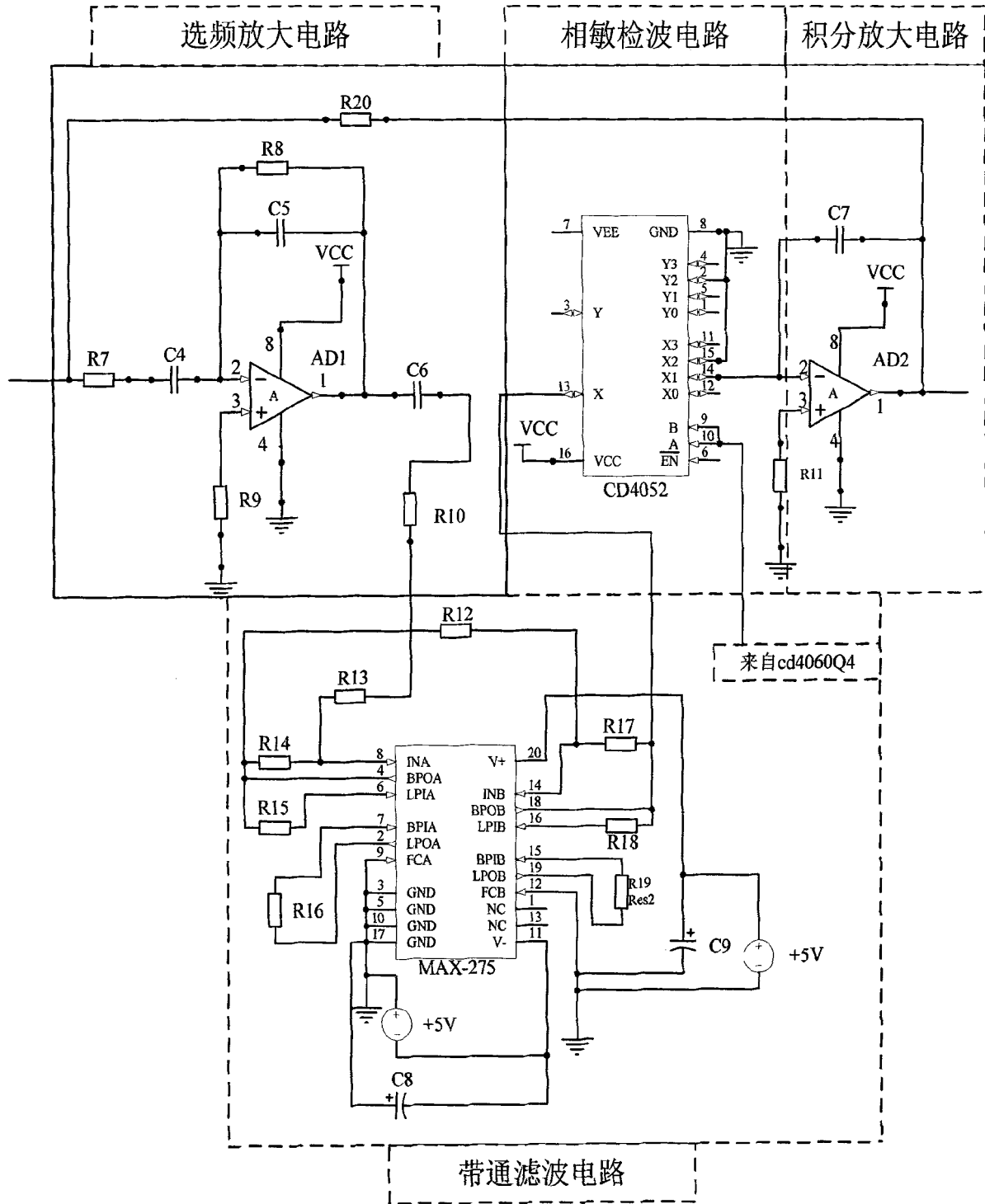


图 4

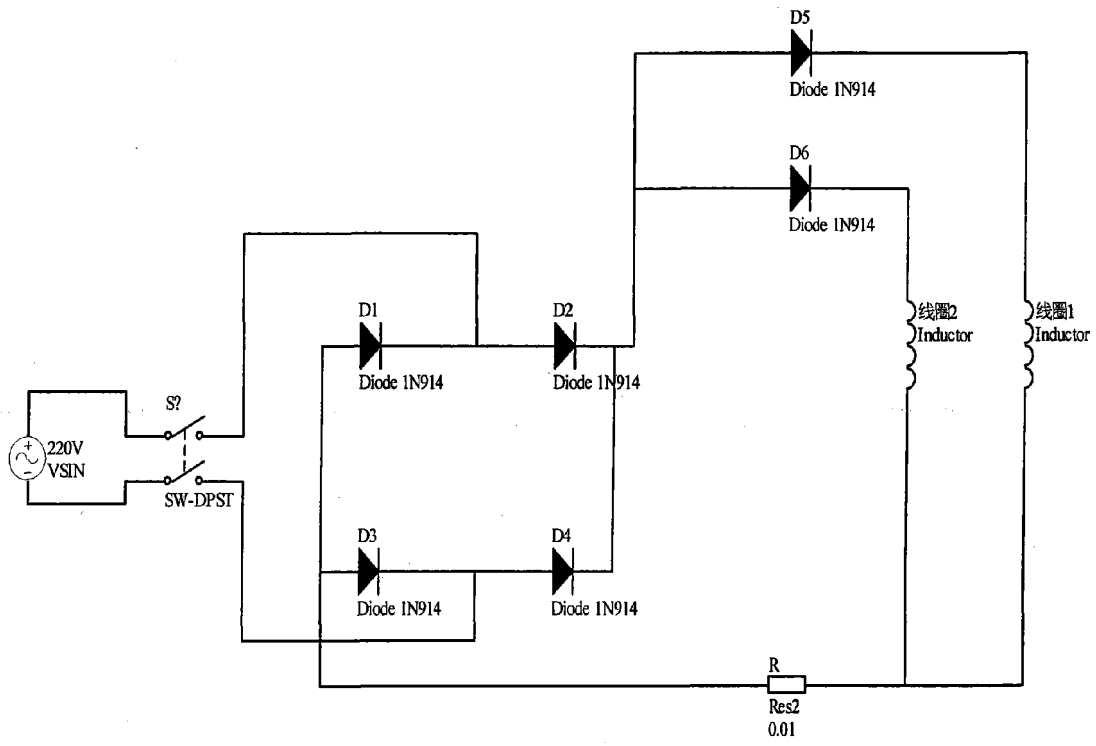


图 5

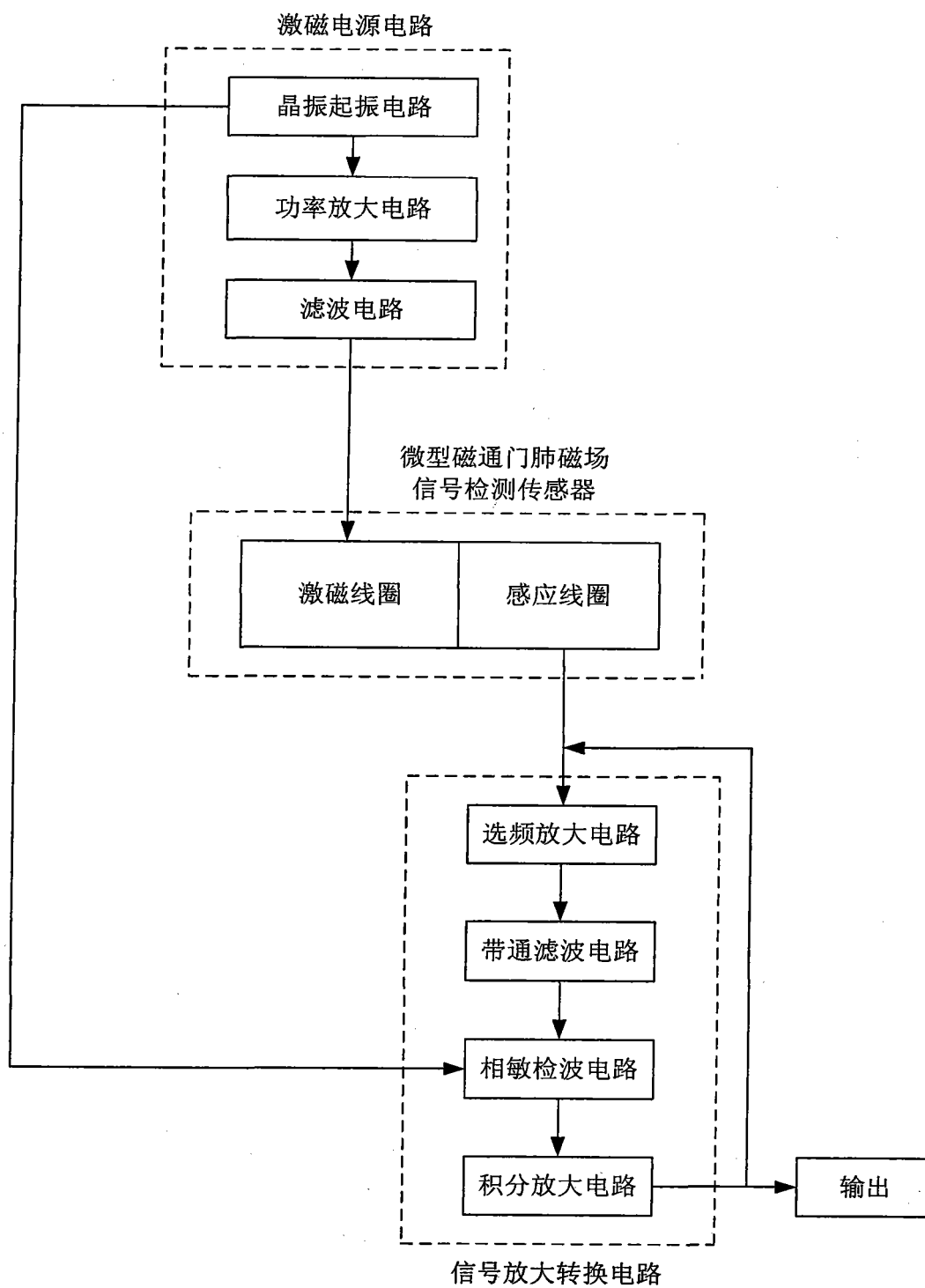


图 6