

高频电流检测技术在高频手术设备中的应用研究

彭亚辉 周宇

(上海理工大学 医疗器械与食品学院 上海 200093)

摘要:针对当前高频电流检测方式存在精度、一致性、稳定性等问题,提出了一种基于电流采样电阻结合线性隔离放大器 Si8920 的高频电流检测前端电路,研究其在高频手术设备中的应用可行性。以检测 0.1~1.0 A(0.1 A 步进)范围内的高频电流为例,新的设计方案与现有基于电流互感器的高频电流检测方案作对比研究。研究表明新的方案在高频电流检测精确度、线性度、稳定性等主要性能方面有良好的表现,并且在抗信号畸变、体积占位等方面具有一定的优势。该方案可作为高频手术设备中高频电流检测应用的一种新选择。

关键词:高频电流检测; Si8920; 电流互感器; 采样电阻; 高频手术设备

中图分类号: TN7 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.1010

Application of high frequency current sensing in high frequency surgical equipment

Peng Yahui Zhou Yu

(School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Consider with the problems of accuracy, homogeneity, stability in high frequency current detection, a high frequency current sensing front-end circuit based on shunt resistor and linear isolation amplifier Si8920 is proposed, and study the feasibility of its application in high frequency surgical equipment. Take the detection of high frequency current in the range of 0.1~1.0 A (0.1 A step) as example, the new scheme is compared with the existing high frequency current sensing scheme based on current transformer. The research has proved that the new scheme has good performance in terms of accuracy, linearity, stability of high frequency current detection, and has some advantages in terms of anti distortion and volume occupation. This scheme can be used as a new choice for high frequency current detection in high frequency surgical equipment.

Keywords: high frequency current sensing; Si8920; current transformer; shunt resistor; high frequency surgical equipment

1 引言

高频手术设备是利用高频电流对组织进行切割消融的一类医用手术设备,常用在外科手术和微创介入手术中。高频手术设备中定义高于 200 kHz 频率的电流为高频电流^[1]。在该类设备中,高频电流检测是关系到其核心性能指标——射频输出功率的一项关键性能指标,其检测精确度对治疗效果有重要影响。以用于心脏介入手术的射频消融仪为例,它最大输出约 1 A 有效值的高频电流,而用于外科手术的高频电刀则最高可输出超过 2 A 的高频电流。高频电流检测需做电流-电压转换,检测精度受多种因素的影响,现有方案检测一致性较差,精度相对难

以提升。另外,根据医疗电气设备安全通用要求,直接应用于心脏的射频消融仪属于 CF 型设备^[2],设备中跟患者连接的射频输出回路包括连接的检测电路,需做浮地隔离处理;除安全因素外,隔离还可降低高频能量对后端弱信号的干扰^[3],因此设备中的高频电流检测通常采用隔离式的电路结构。

为了同时满足安全性以及精确度的要求,目前常用的高频电流检测方法有磁感应式电流检测和电阻式电流检测。磁感应式高频电流检测包括高频电流互感器、罗氏线圈等方式,但它们存在体积大、温漂、频率响应、参数一致性等影响检测精确度的问题^[4-7]。电阻式高频电流检测由于以前线性隔离放大器带宽限制的原因,不易在前级实现

线性隔离放大,通常将检测信号转换为直流以后再做隔离处理,这样前端小信号易受干扰。目前,市场上新推出一款电流检测隔离放大器 Si8920,它具有 750 kHz 的带宽,覆盖了高频手术设备的常用频率范围,最高可达到 5.0 kVrms 电压的隔离要求,增益误差、温度漂移、非线性度方面均达到较高技术指标。Si8920 为有源线性隔离器件,输入输出级分别需要对信号进行调制-解调,两侧需要满足电气安全要求的隔离电源供电。为控制输出信号的杂波干扰,两侧必须提供高质量的电源,并且设计合适的信号滤波电路以达到更好的检测精度和稳定性。研究应用该新型器件设计新的高频电流检测电路,尝试提升高频电流检测性能,对改善高频手术设备应用的安全性及有效性具有重要意义。

2 方法

高频手术设备电流检测的结构如图 1 所示。

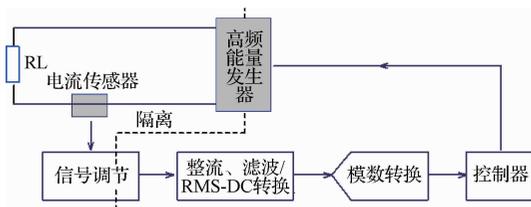


图 1 高频手术设备电流检测电路结构

图 1 中 RL 代表人体组织的在高频手术设备电极之间的有效阻抗。电流传感器将高频能量输出回路中的高频电流感应并转换为便于处理的高频电压信号。前级高频电压信号幅度较小,需进一步进行信号调节(一般为放大)。对于频率纯净的正弦高频信号而言,通常整流、滤波处理就能得到精度满足应用要求的与待测高频电流对应的直流电压信号,而对于畸变的包含复杂频率分量的高频信号来讲,有效值-直流(RMS-DC)转换电路是一个更好的选择^[8-9]。由于后级的信号处理电路有较强的通用性,在此处不作讨论,仅对比研究前级高频电流传感以及包含电气隔离结构的信号调节电路的应用特性。

2.1 对比实验方案

设计基于电流采样电阻结合线性隔离放大器的频电流检测前端电路,同现有基于电流互感器的高频电流检测方案进行对比测试。采用自制的高频能量发生器,其输出频率为 450 ± 20 kHz。实验设定以 0.1 A 为步进,0.1~1.0 A 范围内共 10 个高频电流测试点,并用标称电流检测精度为 $\pm 1.0\%$ 的 Fluke 高频电外科分析仪 QA-ESII 作为电流检测参考标准。参考高频手术设备的检测环境要求搭建实验电路,尽量避免回路中的寄生参数影响检测精度^[1]。实验中高频电外科分析仪同待测高频电流检测电路一起串联到高频能量发生器的输出回路中,根据高频电外科分析仪显示的电流值调节高频发生器直到输出设定

的电流值。用示波器观察并测量两种检测电路输出的电压信号。测试方案如图 2 所示。两种方案各制作 2 个独立的测试电路,每个测试电路依次循环测试 5 组实验数据。测试环境温度为 $20 \pm 2^\circ\text{C}$ 。

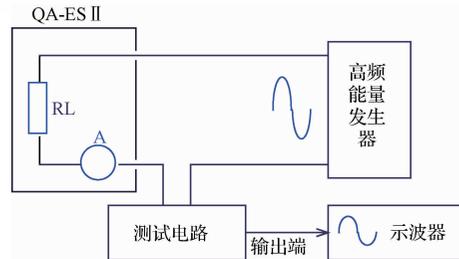


图 2 实验连接示意图

2.2 基于采样电阻和 Si8920 的电流检测电路

基于采样电阻的电流检测利用电流流过电阻产生电压降来检测电流。在该方案中,其前级检测电路一般包含采样电阻和放大电路,也有选用较大阻值采样电阻而不进行信号放大的设计方案,但是该方案对高频能量损耗较大,需加强散热,否则电阻发热严重,带来较大的温度漂移影响检测精度。应用中优选 $\text{m}\Omega$ 级采样电阻加放大器的结构,根据以下关系式来选择电流采样电阻,即:

$$-V_{in} \leq I_{max} \times R \leq +V_{in} \quad (1)$$

式中: I_{max} 为最大检测电流(有效值), R 为采样电阻值, V_{in} 为 Si8920 最大输入电压范围,对于 8.1 倍固定增益的 Si8920BC-IP 来说,其最大有效输入范围为 ± 200 mV,以最大检测 1 A 有效值的高频电流为例,采样电阻 R 可选值 0.1Ω 。

线性隔离放大器 Si8920 具有差分输入端及差分输出端,可选 8.1 倍或 16.2 倍固定增益,3.75 kVrms 或 5.0 kVrms 隔离电压,标称增益误差为 0.5%,非线性误差为 0.1%,芯片原理结构如图 3 所示。

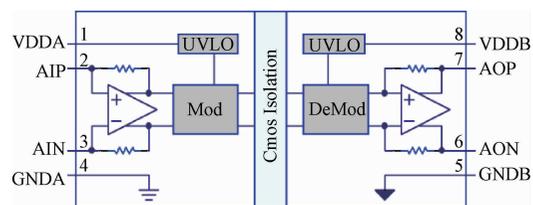


图 3 Si8920 原理

基于采样电阻和线性隔离放大器的高频电流检测实验电路设计如图 4 所示,其中 VCCA、VCC 为互相隔离的供电电源。

上述电路中, R_3 、 R_4 、 C_1 以及 R_5 、 R_6 、 C_2 分别组成放大器输入、输出低通滤波器,可以滤除外部环境中的高频噪声和放大器内部产生的高频调制噪声,其 -3 dB 频率计算公式如下:

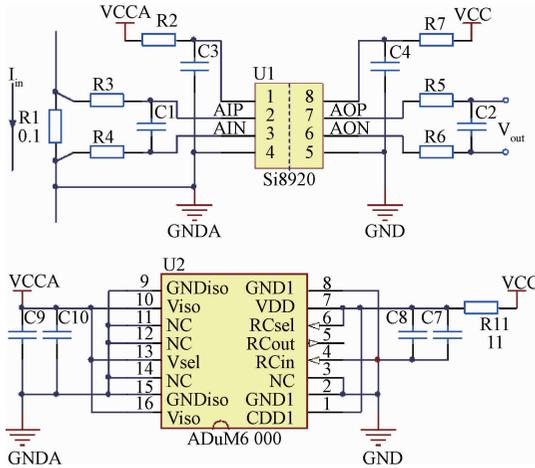


图4 电阻隔离放大器的高频电流检测电路

$$f = \frac{1}{2\pi(R_3 + R_4)C_1} \quad (2)$$

式中： f 为低通滤波器的-3 dB频率。为控制增益误差，需保证低的信号源阻抗， R_3 、 R_4 取值不大于33 Ω。以输出频率为450 kHz的高频手术设备为例，这里取1%精度电阻，5%精度电容，元件取值 $R_3=R_4=20\ \Omega$ ， $C_1=5.6\ \text{nF}$ ，计算得-3 dB频率约为710 kHz。输出滤波器计算方法相同，根据Si8920输出负载特性要求，电阻电容取值分别为 $R_5=R_6=5.1\ \text{k}\Omega$ ， $C_2=22\ \text{pF}$ ，计算得-3 dB频率约为709 kHz，如果输出高频噪声较多，可在输出端将电阻替换为磁珠或增加串联磁珠进行噪声抑制。注意，电路的总体频率响应曲线还必须同Si8920本身的频率响应特性一起考虑，保证测量频率点附近的幅频响应平坦度，以便减小由于高频发生器的输出频率变化引起的测量误差。电流采样电阻选用具有较小温度系数的0.1 Ω阻值、1%精度、0.5 W额定功率的薄膜电阻，Si8920具有固定增益8.1，电路输出电压有效值理论计算为 $V_{\text{out}}=0.81I_{\text{in}}$ 。

2.3 基于电流互感器的电流检测电路

选用高频特性良好的铁氧体磁芯制成电流互感器来实现高频电流检测，电流互感器的电气隔离特性也特别适合医疗设备对安全性的要求，在当前的高频手术设备中应用比较广泛。电流互感器中，初、次级电流值反比于初、次级线圈匝数，一般初级线圈为1圈，次级根据电流量程及磁芯特性从几十圈到几百圈不等^[10-11]。工作时次级电路中会产生很高的开路电压，所以次级电路在工作时应避免开路。为保证电路性能参数的一致性，实验选用批量制造的产品作为对照组，其基本检测电路如图5所示。

输出电压信号幅度按照下列式(3)计算。

$$V_{\text{out}} = \frac{I_{\text{in}} \cdot R_t}{N_{\text{sec}}} \quad (3)$$

其中， V_{out} 为次级输出电压信号幅度； I_{in} 为流过初级的电流有效值，初级为1匝； N_{sec} 为次级线圈匝数， R_t 为次级输出端负载电阻。

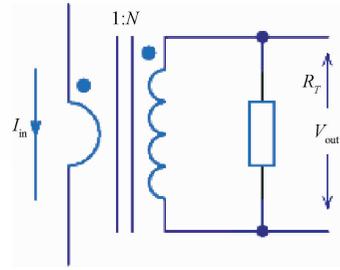


图5 电流互感器高频电流检测电路

电流互感器选用初/次级匝数比为1:100、频率带宽为20~1 000 kHz，最大测量电流为4 A的铁氧体磁芯电流互感器。输出端电阻选择 $R_t=100\ \Omega$ (1%精度)。理论计算得出次级输出有效值电压 $V_{\text{out}}=1 \times I_{\text{in}}$ 。

3 检测结果

按照图3、4所示实验电路各制作2个独立的电路用于测试。按照图5所示连接方式进行测试，每个测试电路测试5组数据。示波器测量输出电压信号的均方根值，为减小测量误差，示波器波形设置为8个平均，具体测试结果见表1~表4。

表1 test-1(电流互感器1)测试输出值

测试电流/A	输出电压/(V,RMS)					
0.1	0.1014	0.1019	0.1012	0.1013	0.1021	0.1021
0.2	0.2026	0.2017	0.2019	0.2015	0.2019	0.2019
0.3	0.3005	0.3000	0.2999	0.2998	0.3005	0.3005
0.4	0.4003	0.4001	0.4002	0.3999	0.4000	0.4000
0.5	0.4996	0.4991	0.4991	0.4984	0.4983	0.4983
0.6	0.5986	0.5975	0.5985	0.5977	0.5976	0.5976
0.7	0.6960	0.6965	0.6961	0.6963	0.6956	0.6956
0.8	0.7940	0.7929	0.7929	0.7926	0.7925	0.7925
0.9	0.8913	0.8902	0.8900	0.8897	0.8893	0.8893
1.0	0.9917	0.9913	0.9912	0.9904	0.9901	0.9901

表2 test-2(电流互感器2)测试输出值

测试电流/A	输出电压/(V,RMS)					
0.1	0.1016	0.1017	0.1019	0.1018	0.1010	0.1010
0.2	0.2009	0.2012	0.2016	0.2013	0.2011	0.2011
0.3	0.2987	0.2989	0.2992	0.2991	0.2990	0.2990
0.4	0.3984	0.3984	0.3986	0.3986	0.3984	0.3984
0.5	0.4976	0.4963	0.4973	0.4970	0.4967	0.4967
0.6	0.5961	0.5957	0.5953	0.5954	0.5953	0.5953
0.7	0.6935	0.6933	0.6933	0.6932	0.6934	0.6934
0.8	0.7900	0.7898	0.7899	0.7896	0.7900	0.7900
0.9	0.8871	0.8869	0.8865	0.8869	0.8866	0.8866
1.0	0.9878	0.9879	0.9870	0.9874	0.9872	0.9872

表3 test-3(Si8920 测试电路1)输出值

测试电流/A	输出电压/(V,RMS)				
0.1	0.089 22	0.089 63	0.089 69	0.089 85	0.089 57
0.2	0.176 3	0.176 4	0.176 7	0.177 0	0.176 4
0.3	0.259 4	0.259 3	0.260 0	0.260 8	0.259 2
0.4	0.346 0	0.346 3	0.346 7	0.346 8	0.346 4
0.5	0.431 9	0.431 3	0.432 8	0.432 4	0.431 3
0.6	0.515 4	0.514 5	0.516 0	0.515 3	0.515 2
0.7	0.599 7	0.599 4	0.601 3	0.598 9	0.600 0
0.8	0.683 7	0.683 5	0.685 1	0.684 1	0.683 8
0.9	0.767 1	0.767 2	0.769 2	0.767 7	0.767 8
1.0	0.853 3	0.853 0	0.855 6	0.854 4	0.854 0

表4 test-4(Si8920 测试电路2)输出值

测试电流/A	输出电压(V,RMS)				
0.1	0.089 02	0.089 32	0.089 56	0.089 08	0.089 61
0.2	0.176 7	0.176 4	0.176 4	0.176 1	0.176 8
0.3	0.261 2	0.260 1	0.260 2	0.260 1	0.262 0
0.4	0.348 2	0.348 3	0.348 3	0.348 1	0.349 0
0.5	0.433 9	0.434 1	0.433 9	0.434 0	0.434 8
0.6	0.518 5	0.518 5	0.518 6	0.519 2	0.519 7
0.7	0.605 5	0.605 1	0.604 8	0.604 8	0.605 9
0.8	0.690 0	0.689 1	0.689 0	0.689 0	0.690 8
0.9	0.774 7	0.773 7	0.773 7	0.773 5	0.774 9
1.0	0.862 8	0.861 2	0.861 1	0.860 5	0.862 6

图6所示为示波器观测到的电流互感器(左)和Si8920(右)测试电路的输出信号, Si8920信号畸变较轻。根据图中数值计算互感器输出信号峰值系数约为1.48,

Si8920输出信号峰值系数约为1.45与纯净正弦波峰值系数1.41更接近。

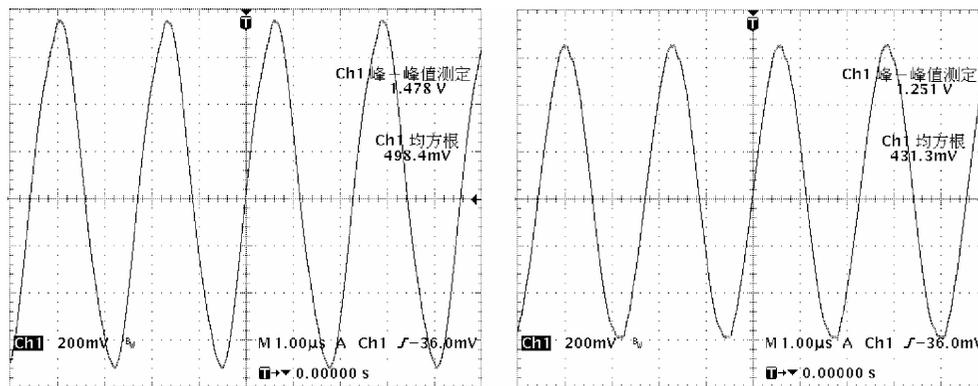


图6 示波器观测到的输出信号

每个测试电路在每个电流测试点的5个输出电压求平均值,对每个测试电路的10个输出电压平均值进行线性拟合,拟合结果如下:

$$y_1 = 0.986 2x_1 + 0.004 6, (R^2 = 1), \text{电流互感器电路1}$$

$$y_2 = 0.982 4x_2 + 0.004 7, (R^2 = 1), \text{电流互感器电路2}$$

$$y_3 = 0.847 5x_3 + 0.006 4, (R^2 = 1), \text{Si8920 电路1}$$

$$y_4 = 0.856 6x_4 + 0.004 7, (R^2 = 1), \text{Si8920 电路2}$$

上述线性拟合公式中 R^2 为度量拟合优度的统计量—可决系数, R^2 值范围[0,1],越接近1表示线性拟合程度越好。可以看出两种电路的线性拟合度均良好,这一特性便于应用中进行线性插值计算并减小误差。

实际应用中一般用多次测量的输出平均值与电流参考值对应进行标定,各测试点的相对误差可用实测值与平均值进行比较计算^[12],结果如表5所示。

从表5中可以看出,上述4个测试电路的最大相对误差分别为0.51%、0.59%、0.49%、0.42%,Si8920的误差略优于电流互感器。

表5 各测试点相对误差 (%)

测试电流/A	test-1	test-2	test-3	test-4
0.1	0.51	0.59	0.33	0.42
0.2	0.34	0.19	0.22	0.25
0.3	0.12	0.09	0.49	0.41
0.4	0.05	0.03	0.18	0.13
0.5	0.14	0.14	0.15	0.20
0.6	0.10	0.09	0.15	0.15
0.7	0.07	0.02	0.11	0.24
0.8	0.13	0.03	0.18	0.15
0.9	0.13	0.03	0.10	0.18
1.0	0.08	0.05	0.13	0.18

4 分析与讨论

外科用高频手术设备的输出功率误差需控制在20%或2W(取二者中的较大值)以内^[1]。而直接应用于心脏

手术的射频消融仪出于安全性和有效性考虑需要达到更高的功率精度,该类设备中的高频电流检测误差通常需要控制在5%以内。上面计算的相对误差远小于控制要求。当然,此处计算的误差为稳定室温下($20\pm 2^{\circ}\text{C}$)测得的静态误差,整个高频电流检测系统的其他部分(直流转换、模-数转换等)也会产生误差,包括设备内部和外部的电磁干扰,以及电路所处环境温度的变化均会产生检测误差。上述最大相对误差均出现在较小的电流测试点,反应到最终结果是高频输出功率小时误差偏大,该情况下危害较小,不会超出2W的控制要求。

对实验电路进行逐项分析,基于Si8920检测电路的误差来源主要有:采样电阻值误差、放大器增益误差、电磁干扰带来的误差、高频输出频率漂移及检测电路幅频响应带来的误差、温度漂移、以及示波器读数误差。除温度漂移和电磁干扰带来的误差外,其他误差可以通过标定校准的方法予以减小甚至消除。

针对温度漂移和电磁干扰可以通过以下措施进一步减小Si8920检测电路的误差:

1)选用温度系数低的检测及信号处理元件,降低温度系。

2)控制检测电路的温升,保证检测电路良好的散热条件,减小温漂引起的误差。

3)采用模拟电路滤波及软件降噪技术,可以降低电磁干扰引起的误差。

4)优化检测电路的布线,减小噪声耦合;对检测电路和强干扰源之间作屏蔽处理,阻断电磁干扰路径;Si8920两侧电源建议加上良好的电源去耦滤波电路。

5)改善检测电路的频率响应特性,减小频率漂移引起的检测误差。

6)进行温度补偿,进一步减小温漂引起的误差。

5 结论

根据以上实验对比分析,基于采样电阻加隔离放大器Si8920的高频电流检测方案输出精确度同电流互感器检测电路相比具有一定优势,线性度、稳定性优良,初步判断能达到了应用要求。另外,该方案集成度高,体积小,检测一致性好。不便之处是Si8920的输入、输出侧需要隔离的电源供电,采用高集成度的isoPower芯片级DC/DC隔离电源供电可以保证较小的体积占用。对比研究结果表明该电路可以尝试作为一种新的高频电流检测方案应用

于高频手术设备的设计开发中。

参考文献

- [1] GB 9706.4-2009, 医用电气设备第2-2部分:高频手术设备安全专用要求[S]. 北京:中国标准出版社,2009:3-4,16-17.
- [2] GB 9706.1-2007, 医用电气设备第1部分:安全通用要求[S]. 北京:中国标准出版社,2007:26.
- [3] 雷乃清,李娟娟. 中频电源中微处理器的抗干扰措施[J]. 电子测量技术,2016,39(1):14-18.
- [4] 袁燕岭,李世松,董杰,等. 用磁传感器测量三芯对称电缆相电流的方法[J]. 中国测试,2016,42(8):29-32.
- [5] 袁亮,张旭乐,张贺,等. 基于多量程控制罗氏线圈标准电流互感器研究[J]. 国外电子测量技术,2016,35(11):87-93.
- [6] 谢潇磊,刘亚东,刘宗杰,等. 高频差分绕线PCB罗氏线圈设计[J]. 仪器仪表学报,2015,36(4):886-893.
- [7] 基于电磁感应原理无线传感器联合触发技术研究[J]. 电子测量与仪器学报,2016,30(3):487-492.
- [8] 黄华,刘亚军. 浅析QA-ES高频电刀分析仪功率测量采集电路设计[J]. 中国医疗设备,2013,28(1):113-115.
- [9] 王尧君,刘冲,蒋慧. 两种测量电压有效值方法的比较[J]. 中国测试,2013,39(3):27-30.
- [10] 赵学风,孙振权,姚秀,等. 振荡冲击电压下局部放电检测系统研究[J]. 仪器仪表学报,2010,31(1):188-193.
- [11] 袁季修. 电流互感器和电压互感器[M]. 沈阳:辽宁科学技术出版社,2011:6-10.
- [12] 程银宝,陈晓怀,王汉斌,等. 基于精度理论的测量不确定度评定与分析[J]. 电子测量与仪器学报,2016,30(8):1175-1182.

作者简介

彭亚辉,1981年出生,工程硕士在读,主要研究方向为介入医疗器械、电生理医疗设备。

E-mail: pop_hb@163.com

周宇(通讯作者),博士研究生,讲师,主要研究方向为医用电子学。

E-mail: zhouyu_working@163.com