

doi: 10.11823/j.issn.1674-5795.2016.04.11

医用泄漏电流测量网络的校准技术研究

陈志雄, 黄蓓

(工业和信息化部电子第五研究所, 广东 广州 510610)

摘要: 研究了 GB 9706.1-2007 医用泄漏电流测量网络的校准技术。分析了在 DC~1MHz 频率范围内校准测量网络的输入阻抗和传输特性的必要性, 指出测量网络具有准确的频响特性是实现泄漏电流测量的先决条件; 提出了测量网络的校准方法, 并分析了测量网络的频响参数标准值。通过分析测试线分布电感对传输特性校准的影响, 指出电压表高频共模抑制能力的不足将带来显著的误差。基于 DDS、I-V 转换和隔离测量等技术, 研制了一款多功能的泄漏电流校准仪, 能够实现测量网络的输入阻抗和传输电压比的自动扫频校准, 满足医用泄漏电流测试仪的校准需要。

关键词: 泄漏电流; 测量网络; 校准; 医用

中图分类号: TB97

文献标识码: A

文章编号: 1674-5795(2016)04-0041-04

Research on the Calibration of Measuring Network in Medical Leakage Current Testers

CHEN Zhixiong, HUANG Bei

(The 5th Electronics Research Institute of the Ministry of Industry and Information Technology of China, Guangzhou 510610, China)

Abstract: The calibration of measuring network in medical leakage current testers is researched, in compliance with the standard of GB 9706.1-2007. It is necessary to calibrate the input-impedance and transfer-characteristic in the frequency range from DC to 1MHz. It is pointed out that correct frequency response characters are the precondition of leakage current measurement, and the calibration method of network is proposed, whose standard values of input-impedance and transfer-ratio are calculated then. The influence of distributed inductance on the calibration of transfer-characteristic is analyzed, and the high frequency common-mode-rejection ability of voltage meter in network's respond port is the main error source. Based on the technologies of DDS, I-V conversion and isolation-measurement, a multifunctional leakage current calibrator is developed, which can take automatic sweep in frequency to calibrations of input-impedance and transfer-ratio. The Calibrator meets the requirements of medical leakage current testers well.

Key words: leakage current; measuring network; calibration; medical

0 引言

电击是由于电流通过人体而造成的, 其引起的生理反应取决于电流值的大小和持续时间及其通过人体的路径, 心室纤维性颤动是电击引起死亡的主要因素。医用电气设备都需要进行例行性的电气安全检测, 其中泄漏电流(也称为“接触电流”)是非常重要的一个项目。检测时必须在正常状态及单一故障状态下进行,

泄漏电流测量装置还须对所有频率的总效应进行检测^[1]。研究表明, 10Hz~200Hz 泄漏电流导致的心室纤维性颤动是最严重的; 这种危险在低于 1kHz 的频率范围稍微减弱, 但高于 1kHz 时会快速降低^[2]。国标 GB 9706.1-2007《医用电气设备 安全通用要求》(IEC 60601-1: 1988, IDT)为医用电气设备的泄漏电流规定了测量网络和测试方法。目前, 大部分设备标准使用 GB/T 12113-2003 定义的网络来测量泄漏电流^[3], 但医用电气设备必须使用 GB 9706.1-2007 中的专用网络。虽然这两个测量网络都要求泄漏电流的测量频率范围到 1MHz, 但两者的网络结构有着显著差异。

测量网络的特性直接影响到泄漏电流测试仪指示值的准确度。因此, 测量网络的校准是泄漏电流测试仪校准工作中最为重要的项目之一。以往, 老式泄漏电流测量网络的校准主要通过考察输入电阻和时间常

收稿日期: 2016-05-13

基金项目: 国家“十二五”技术基础计量科研项目(项目编号 J122010A002)

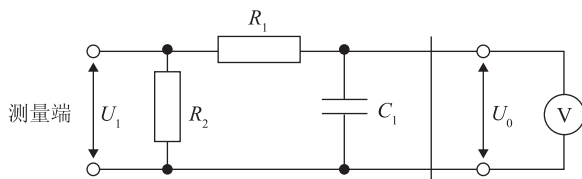
作者简介: 陈志雄(1977-), 男, 福建省南安市人, 高级工程师, 硕士, 主要从事计量标准器的研究开发; 黄蓓(1980-), 女, 广东省梅州市人, 工程师, 工程硕士, 主要从事计量科研项目研究与管理。

数^[4]。何洪波等人^[5]研究了一种适用于老式泄漏电流测量网络的检定装置。倪华等人^[6]使用 LCR 表、数字多用表、电子电压表和无感高频电阻器等仪器,来校准 GB/T 12113-2003 的测量网络。目前,业界对医用泄漏电流测量网络的校准方法仍未达成共识。针对采用 GB 9706.1-2007 测量网络的医用泄漏电流测试仪,本研究探讨了该类测试仪测量网络的校准方法,并研制了一种可编程的多功能校准仪。

1 校准泄漏电流测量网络的必要性

1.1 泄漏电流的测量原理

医用泄漏电流测试仪的测量原理如图 1 所示。图 1 中虚线左侧是泄漏电流的测量网络,右侧是电压测量电路,这两部分是医用泄漏电流测试仪的核心模块。图 1 中的 R_2 模拟了人体的阻抗, R_1 和 C_1 构成了“频率加权网络”,其频率特性是设计用来模拟心室纤维性颤动危害程度随电流频率增高而降低的情况。对于直流、交流及频率小于或等于 1MHz 的复合波形,测量装置应给漏电流源加上约 $1\text{k}\Omega$ 的阻性阻抗。对测量网络的输出响应电压(图 1 中 U_0)进行测量,然后除以人体阻抗 $1\text{k}\Omega$,换算成对应的泄漏电流指示值。



图中: R_1 : $10\text{k}\Omega$, R_2 : $1\text{k}\Omega$, C_1 : $0.015\mu\text{F}$

图 1 医用泄漏电流的测量原理

1.2 校准测量网络频响特性的必要性

在高达 1MHz 的频率下,构成测量网络的阻容器件的分布电感和分布电容会对网络的频响特性带来显著影响。虽然测试仪的泄漏电流指示值是通过电压测量电路的测量值换算的,但测量网络具有标准的频响特性是实现泄漏电流准确测量的先决条件。只有当测量网络符合 GB 9706.1-2007 的要求,泄漏电流指示值才能客观反映被测医用电气设备的实际安全性能。GB 9706.1-2007 未给出测量网络的校准方法。因此,如何对医用泄漏电流测量网络进行科学、全面、有效地校准,仍需要进一步研究。

2 测量网络的校准方法及存在的问题

2.1 测量网络的分析

图 1 的测量网络可以等效为一个双端口网络。被

测泄漏电流 I_1 施加到测量网络的输入端口,在网络的输入阻抗上产生一定的电压降 U_1 ,同时在网络的输出端口产生与当前泄漏电流对应的响应电压 U_0 。

一个双端口网络的特性可以从两个方面考察:输入阻抗和传输函数,如式(1)所示。使用不同频率的激励信号,通过网络的输入阻抗和传输函数就可以全面了解该网络的特性。

$$Z(j\omega) = \frac{U_1(j\omega)}{I_1(j\omega)}, H(j\omega) = \frac{U_0(j\omega)}{U_1(j\omega)} \quad (1)$$

对于 GB 9706.1-2007 的测量网络,传输函数 $H(j\omega)$ 仅与 R_1 和 C_1 有关。鉴于 R_1 和 C_1 构成一阶低通滤波器,为便于描述高频下测量网络的传输特性,定义“传输电压比”函数 $K(j\omega)$,其量值为 $H(j\omega)$ 的倒数。

2.2 标准测量网络的输入阻抗和传输电压比

图 1 测量网络的输入阻抗和传输电压比如式(2)~(5)所示。

$$Z(j\omega) = R_2 // (R_1 + C_1) = \frac{R_2(R_1 + \frac{1}{j\omega C_1})}{R_2 + R_1 + \frac{1}{j\omega C_1}} \quad (2)$$

$$|Z(j\omega)| = \sqrt{\frac{(R_2 R_1)^2 (\omega C_1)^2 + (R_2)^2}{1 + (R_2 + R_1)^2 (\omega C_1)^2}} \quad (3)$$

$$K(j\omega) = \frac{U_1(j\omega)}{U_0(j\omega)} = 1 + j\omega R_1 C_1 \quad (4)$$

$$|K(j\omega)| = \sqrt{1 + (\omega R_1 C_1)^2} \quad (5)$$

不考虑电压测量电路的输入特性,在 DC ~ 1MHz 频率范围内,GB 9706.1-2007 测量网络的输入阻抗和传输电压比的标准值如表 1 所示。当频率高于 10kHz 时,网络的输入阻抗基本不再随频率而变化。当频率高于 1kHz 时,网络的传输电压比随频率升高而显著变大;特别是在 10kHz 以上时,测量网络的响应电压 U_0 已经远远小于输入电压 U_1 。

2.3 测量网络的校准方法及存在的问题

鉴于测量网络的特性随频率显著变化,应在 DC ~ 1MHz 频率范围内考察测量网络的输入和传输特性,才能对测量网络实现全面的校准。对于输入阻抗的校准,可以使用数字多用表和 LCR 测试仪,在 DC ~ 1MHz 频率范围内逐点进行校准。对于传输电压比的校准,需要使用标准电压源向被校网络提供激励信号,然后使用标准电压表测量输出响应电压。

由于测试线分布电感的存在,会对高频段传输电压比的校准带来严重影响。在高频下校准网络的传输

表 1 输入阻抗和传输电压比的标准值

频率/Hz	输入阻抗/ Ω	传输电压比
DC	1000	1.000
20	1000	1.000
50	999.8	1.001
60	999.7	1.002
100	999.1	1.004
200	996.4	1.018
500	981.4	1.105
1k	954.0	1.374
2k	926.9	2.134
5k	912.5	4.817
10k	910.0	9.478
20k	909.3	18.88
50k	909.1	47.13
100k	909.1	94.25
200k	909.1	188.5
500k	909.1	471.2
1M	909.1	942.5

阻抗特性，校准系统的等效电路如图 2 所示，图中电压表以电压源的低端作为信号地(图 2 中的“SGND”)。1m 测试线上分布电感的典型值约为 $1\mu\text{H}$ 。当传输高频电流时，低端测试线分布电感上将产生显著的电压降，使得被测信号 U_0 实际上叠加在一个同频率的共模电压之上。假设电压源输出为 1V，对图 2 系统进行 SPICE 仿真；在 1MHz 频率下，低端测试线分布电感 ($1\mu\text{H}$) 上的压降 U_B 为 6.911mV，响应电压 U_0 仅为 1.061mV，共模电压 U_B 是 U_0 的 6.514 倍。

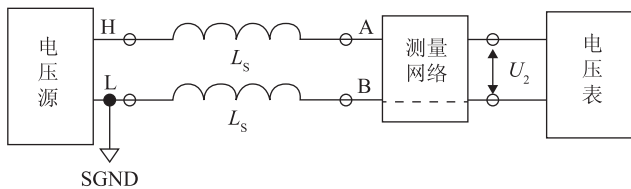


图 2 传输特性校准系统的等效示意图

各种电压表均无法准确测量含有高频共模电压的信号。在 1MHz 频率下，基于运输放大器的电压测量电路，其共模抑制比的最大值仅能达到 40dB。即便使用这样的电压表来测量网络的输出响应电压，SPICE 仿真结果表明 U_0 的测量值也会偏大 6.5%。共模电压

造成的附加误差成为高频传输特性校准的主要不确定度来源。因此，如何消除高频共模电压的影响是传输电压比校准必须解决的关键问题。

3 校准仪的关键技术和核心模块设计

3.1 基于 DDS 技术的泄漏电流校准仪

为满足医用泄漏电流测试仪的校准需要，本研究采用直接数字频率合成(Direct Digital Synthesis, DDS)技术研制了一种泄漏电流校准仪。不管是测量网络的输入阻抗还是传输电压比的校准，都需要在 DC~1MHz 的十余个频率点进行，工作量非常繁重。本项目研制的校准仪基于 DDS 技术设计可编程电压发生器，能够依次产生不同频率的激励信号，从而可以实现各种参数的自动扫频校准。

3.2 输入阻抗的自动扫频校准

校准仪使用“三端”阻抗测量法对网络的输入阻抗进行测量，其原理如图 3 所示。通过两条专用测试线(一端是 BNC，另一端是香蕉头)将校准仪的测量端口和被校网络相连接，专用测试线的屏蔽层接地，从而消除了测试线间的分布电容 C_p 对输入阻抗测量的影响。校准仪采用 I-V 转换电路测量激励电流 I_s ，与 U_s 相除得到网络的输入阻抗。DDS 电压发生器依次产生 DC、20Hz、50Hz，……，500kHz 和 1MHz 的激励电压，校准仪能够对输入阻抗进行自动扫频校准。

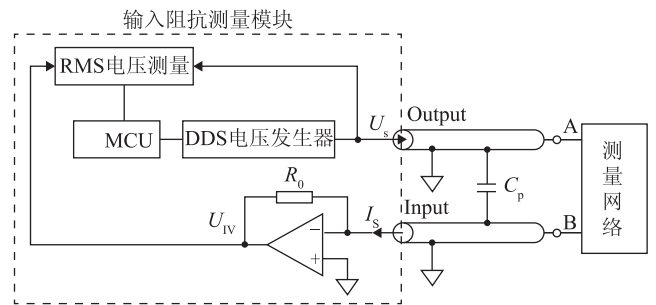


图 3 输入阻抗的测量原理图

3.3 采用隔离测量技术实现传输电压比的校准

校准仪采用隔离测量技术校准网络的传输电压比，其原理如图 4 所示。校准仪通过隔离电源为 U_0 测量模块供电， U_0 测量电路的信号地(图 4 中的“ISO”)与被校网络共地，测试线上的共模电压不会对 U_0 的测量产生影响。虽然 U_0 测量模块与 MCU 之间需要增加额外的隔离 I/O 通讯电路，但从根本上解决了共模电压的抑制问题。隔离式 U_R 测量模块与 DDS 电压发生器配合，也能够实现传输电压比的自动扫频校准。

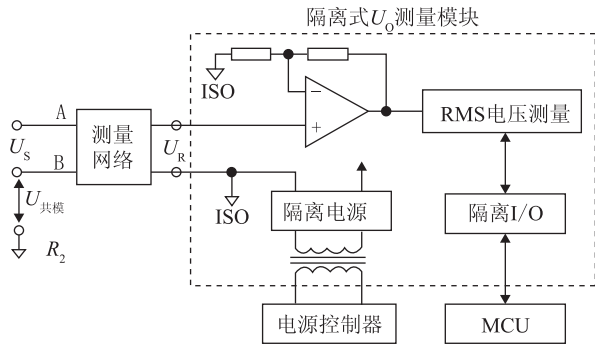


图4 隔离式响应电压的测量原理图

4 主要技术指标与测试验证

4.1 主要技术指标

本研究研制的SB9020A型校准仪除具有网络的自动扫频校准功能外，还具有标准电流源(伴随电压可达50V)和标准电压源等其它功能。SB9020A网络分析功能的主要技术指标如表2所示。

表2 SB9020A网络分析的主要技术指标

网络分析功能	频率范围	量程	最大允许误差
输入阻抗	DC		±(0.2%读数+0.5Ω)
	15Hz ≤ f ≤ 10kHz	100Ω ~ 2500Ω	±(1%读数+1Ω)
	10kHz < f ≤ 1MHz		±(2%读数+2Ω)
传输电压比	DC、15Hz ≤ f ≤ 10kHz	1 ~ 30	±1%读数
	10kHz < f ≤ 100kHz	5.5 ~ 325	±1%读数
	100kHz < f ≤ 1MHz	75 ~ 2100	±2%读数

4.2 测试验证

使用SB9020A的网络扫频分析功能，对一台Extech 7630接触电流测试仪的医用泄漏电流测量网络(MD3)进行校准，测试数据如表3所示。在DC~1MHz内的17个频率点，SB9020A分别耗时105s和86s自动完成了网络输入阻抗和传输电压比的扫频校准。表3同时给出了使用Agilent E4980A精密LCR表对该网络输入阻抗的测量结果，以及SB9020A测量结果与E4980A的相对误差。E4980A的基本准确度为0.05级。表3的测试结果表明，SB9020A校准仪很好地满足了技术指标的要求。

5 结论

测量网络的校准是医用泄漏电流测试仪校准工作

表3 网络分析功能的测试验证

频率/Hz	传输电压比	输入阻抗/Ω		
		SB9020A	E4980A	相对误差/%
DC	1.000	999.8	/	/
20	1.000	999.8	999.4	0.04
50	1.000	999.6	999.4	0.02
60	1.002	999.6	1000.2	-0.06
100	1.003	999.0	997.7	0.13
200	1.016	996.3	995.2	0.11
500	1.103	981.2	980.2	0.10
1k	1.372	953.9	952.8	0.12
2k	2.132	926.7	926.3	0.05
5k	4.815	912.2	913.0	-0.09
10k	9.454	909.6	908.8	0.08
20k	18.83	909.0	907.9	0.12
50k	47.04	908.8	907.6	0.13
100k	94.00	908.6	907.6	0.11
200k	188.1	908.7	907.4	0.14
500k	470.8	908.6	907.4	0.13
1M	939.8	908.8	907.0	0.19

中的关键项目。对GB 9706.1-2007测量网络输入阻抗和传输电压比的分析表明，应在DC~1MHz频率范围内考察网络的输入和传输特性，才能实现测量网络的全面校准。针对输入阻抗的自动扫频校准需要，本研究基于DDS技术设计了SB9020A型校准仪，并通过采用隔离测量技术解决了测试线分布电感上高频共模电压对传输电压比较准的影响。应用结果表明，本研究研制的SB9020A型校准仪满足医用泄漏电流测试仪的测量网络校准需要。

参考文献

- [1] 王军骅, 蒋雪萍. 多参数医用监护仪的检查与校准[J]. 中国计量, 2007(8): 49~50.
- [2] EISNER L, BROWN R M, MODI D. Leakage current standards simplified[J]. Medical Device & Diagnostic Industry, 2004(7).
- [3] 陈志雄. 浅析接触电流与泄漏电流的内在联系[J]. 计量技术, 2014(5): 41~43.
- [4] 陈传岭, 卫亚博. 泄漏电流测量仪校准方法的研究[J]. 计量技术, 2008(10): 45~47.
- [5] 何洪波, 孔慧超. 一种新型的泄漏电流测试仪检定装置[J]. 电测与仪表, 2011, 48(6): 23~26.
- [6] 倪华, 金雷鸣. 接触电流测量中使用的模拟人体网络的校准[J]. 上海计量测试, 2010(4): 18~22.