

# 基于医用前列腺仪器的传导电磁干扰问题的分析研究

陶 卫, 吴 斌, 张 涛, 赵 阳

(南京师范大学电气与自动化工程学院, 江苏 南京 210042)

[摘要] 针对医用前列腺仪器的 EMI 电磁干扰问题, 分析共模传导噪声和差模传导噪声数学模型, 研究了 EMI 处理方法, 提出了针对该设备传导 EMI 噪声问题的解决方法. 试验结果表明, 所提方法可以有效抑制了该设备的传导高频噪声, 达到 GB 9254 标准要求.

[关键词] 传导噪声源内阻抗, 传导电磁干扰噪声, 噪声理论模型, 噪声抑制

[中图分类号] TM12 [文献标志码] A [文章编号] 1672-1292(2017)01-0026-05

## The Technology of Diagnosis Research on the Problem of Conductive Electromagnetic Interference Based on Medical Prostate Instrument

Tao Wei, Wu Bin, Zhang Tao, Zhao Yang

(School of Electrical and Automation Engineering, Nanjing Normal University, Nanjing 210042, China)

**Abstract:** According to the medical prostate instrument EMI electromagnetic interference problems, we analyze a common mode and differential mode noise mathematical model, study the EMI processing method, and proposes the solution of the equipment conducted EMI noise. The experimental results show that the proposed method can effectively suppress the high frequency noise conduction the equipment, reaching the requirements of GB 9254.

**Key words:** conducted noise source impedance, conductive electromagnetic interference noise, noise theoretical model, noise suppression

传导电磁干扰噪声的测量, 主要是采用人工电源网络(AMN), 对传导电磁干扰噪声进行测量, 以此判断被测产品的传导干扰噪声是否超标. 为了解决传导 EMI 噪声问题, 常用的方法是设计 EMI 滤波器, 使其满足最大阻抗失配原则<sup>[1-8]</sup>, 从而达到理想的噪声抑制效果. 因此, 在设计 EMI 滤波器之前, 需要对噪声源进行分析并提取阻抗. 到目前为止, 国内外常用的噪声源阻抗提取方法有电压法和电流法. 为了较好的抑制 EMI 噪声干扰, 需要使 EMI 滤波器端口阻抗与 EUT 阻抗处于最大失配状态, 才能实现 EMI 滤波网络对 EMI 信号有最大的衰减. 因此, 有必要研究噪声源内阻抗的结构, 即等效结构和等效参数, 为 EMI 滤波器的设计提供准确的参考依据<sup>[9-10]</sup>. 本文结合医用前列腺仪器, 从传导 EMI 噪声试验出发, 分析了传导噪声数学模型和噪声阻抗提取方法, 研究了 EMI 的相关处理方法, 提出了针对前列腺仪器 EMI 问题的解决方法.

## 1 传导电磁干扰噪声的机理分析和诊断方法研究

### 1.1 共模传导 EMI 噪声模型

通过测试(equipment to be tested, EUT)的传导干扰噪声时会得到不同结果, 噪声电压与噪声电流之比为  $50\ \Omega$ , 因此火线和零线的结果可表示为  $I_L = I_N$  和  $I_L \neq I_N$ . 值得注意的是, 当  $I_L = I_N$  或  $I_L \neq I_N$  时,  $I_{DM}$  满足

$$I_L - I_{DM} = I_N + I_{DM}. \quad (1)$$

收稿日期: 2016-10-25.

基金项目: 江苏省教育厅高校科研成果产业化推进项目(JHB2011-20).

通讯联系人: 赵阳, 教授, 博士生导师, 研究方向: 电磁兼容技术与应用. E-mail: zhaoyang2@njnu.edu.cn

式中,  $I_{DM}$  为非平衡噪声电流, 即差模噪声电流,  $I_{CM}$  为平衡噪声电流. 当  $I_L = I_N$  时,  $I_{DM}$  为零; 而当  $I_L \neq I_N$  时,  $I_{DM}$  不为零.

由式(1)可知, 当  $I_L = I_N$  或  $I_L \neq I_N$  时,  $I_{CM}$  满足

$$\begin{cases} I_{CM} = I_L - I_{DM}, \\ I_{DM} = I_N + I_{DM}. \end{cases} \quad (2)$$

式中,  $I_{DM}$  为非平衡噪声电流,  $I_{CM}$  为平衡噪声电流.

值得注意的是, 高频噪声电流从火线流出后, 有两种回路, 即火线—地线和火线—中线; 同样地, 高频噪声电流从中线流出后, 也有两种回路, 即中线—地线和中线—火线.

若令  $I_{LN} = I_{DM}$ , 可得

$$\begin{cases} I_{CM} = I_L - I_{DM} = I_L - I_{LN} = I_{LG}, \\ I_{CM} = I_N + I_{DM} = I_N + I_{LN} = I_{NG}. \end{cases} \quad (3)$$

式中,  $I_{CM}$  为共模传导 EMI 噪声. 由式(3)可知, 火线—地线和中线—地线间的传导 EMI 噪声大小相等、方向相同, 为共模传导 EMI 噪声

$$U_{CM} = (U_L + U_N) / 2. \quad (4)$$

由式(4)、可知共模传导 EMI 噪声的等效电路, 如图 1 所示,  $U_{CM}$  为共模噪声源,  $25 \Omega$  为共模 LISN 等效测试阻抗, 即由两个  $50 \Omega$  的标准阻抗并联形成<sup>[1-3]</sup>.

## 1.2 差模传导 EMI 噪声模型

由  $I_{LN} = I_{DM}$  可得,

$$I_{DM} = (I_L - I_N) / 2. \quad (5)$$

由于噪声电压与噪声电流之比为  $50 \Omega$ , 因此由式(5)可得

$$U_{DM} = (U_L - U_N) / 2. \quad (6)$$

由式(6)可知差模传导 EMI 噪声的传输路径和等效电路, 如图 2 和图 3 所示.  $Z_{DM}$  为共模噪声噪声内阻抗, 需要进一步确定.

如图 3 所示,  $U_{DM}$  为差模噪声源,  $50 \Omega$  为差模 LISN 等效测试阻抗, 即由两个  $50 \Omega$  的标准阻抗串联形成,  $Z_{DM}$  为差模噪声源内阻抗, 尚待进一步确定<sup>[3-6]</sup>.

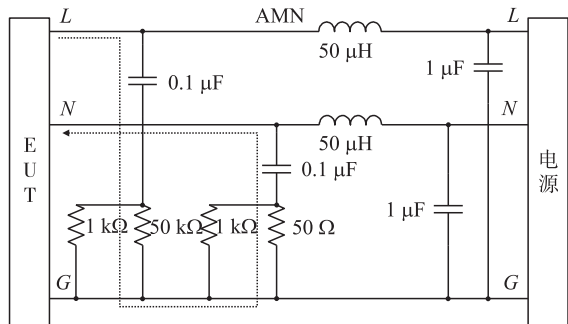


图 2 差模传导 EMI 噪声的传输路径  
Fig. 2 Transmission path of differential mode  
conducted EMI noise

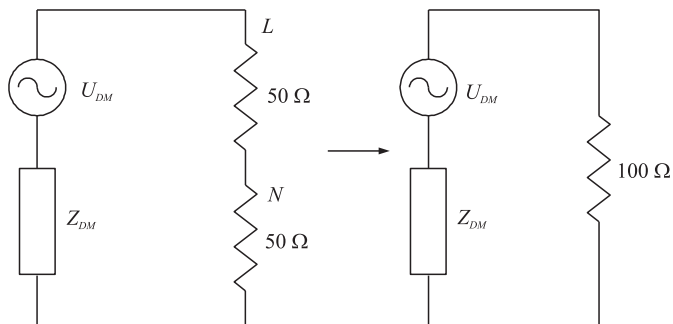


图 3 差模传导 EMI 噪声的传输路径  
Fig. 3 Transmission path of differential mode  
conducted EMI noise

## 2 噪声源内阻抗提取

阻抗的定义为端口电压相量与电流相量的比值, 用欧姆定理的向量表示为<sup>[7]</sup>

$$\mathbf{Z} = \mathbf{U} / \mathbf{I} = |\mathbf{Z}| \angle \varphi_Z. \quad (7)$$

$|\mathbf{Z}|$  称为阻抗模, 即阻抗的幅值;  $\angle \varphi_Z$  称为阻抗角, 即阻抗的相位.  $\mathbf{Z}$  的代数形式为

$$\mathbf{Z} = R + jX. \quad (8)$$

式中,  $R$  为等效电阻分量,  $X$  为等效电抗分量. 插入损耗法的测试原理如图 4 所示, 图中,  $U_s$  为传导 EMI 噪声源,  $Z_X$  为噪声源内阻抗,  $R_{load}$  为 LISN 受试端阻抗. 在  $Z_X$  和  $R_{load}$  之间插入一个滤波单元, 即  $Z_{series}$  或  $Z_{shunt}$ ,

此时  $R_{load}$  两端噪声电压将由此改变<sup>[8-10]</sup>. 因此,测试回路的插入损耗可定义为

$$A_T=20\lg\left(\frac{U_{load\ with\ filter}}{U_{load\ without\ filter}}\right).$$

(9)

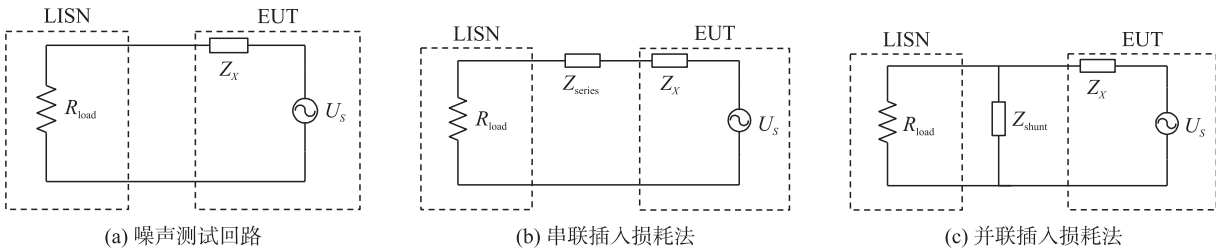


图 4 插入损耗法测试原理图

Fig. 4 Insertion loss method test schematic

3 基于医用前列腺仪器的传导电磁干扰问题实验分析

3.1 问题描述

按中华人民共和国医药行业标准 (YY-0505-2012) B 标,采用江苏省电气装备电磁兼容工程实验室德国罗德施瓦茨 (R&S) 的人工电源网络和 EMI 接收机 ESL3 进行测试,原始测试结果如图 5 所示,没有通过测试. 根据该前列腺仪器设计原理可知,其内部由开关电源、主控板和显示板三部分组成;模块之间线束冗长、排布错综. 通常由于电源模块自身设计不合理以及滤波器适配不当,传导骚扰首先通过电源线传输进入 LISN. 高频超标部分初步判测主要由于 PCB 板内部差模干扰噪声引起的. 而测试曲线中频超标原因主要和传导共模和差模干扰都有相关性.

测试的频率范围为 150 kHz~30 MHz,在 150 kHz~5 MHz 频段的标准线是 47 dBμV/m,在 5 MHz~30 MHz 频段的标准线是 50 dBμV/m. 原始传导 EMI 测试结果如图 6 所示,没有通过测试.

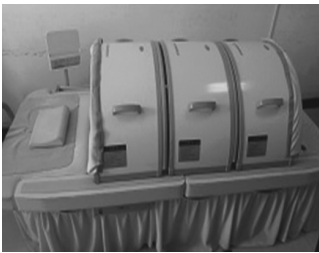


图 5 医用前列腺仪器

Fig. 5 Medical prostate instrument

3.2 问题诊断与分析

观察图 7 所示的初测结果可知,整个 2~6 MHz 以及 10~30 MHz 频段的传导 EMI 噪声严重超标,因此,该传导问题主要是 PCB 线路的特征阻抗失配,阻抗失配激起噪声在线缆中多次反射、透射,导致信号主频的噪声在电路中震荡. 此外,10~30 MHz 频段也超标了,该频段的噪声可能主要来自接地不良.

转换芯片等其他芯片由于接地不良,会产生传导 EMI 噪声. 对于火线/中线与地之间产生的共模噪声而言,可以等效为共模噪声源  $U_{CM}$ ,共模噪声源内阻抗  $Z_{CM}$  以及负载阻抗  $Z_{load}$ . 其中,负载上检测到的噪声电压  $U_{load}$  即为传导 EMI 噪声.

表 1 GB 9254 Class B 标准限值

Table 1 GB 9254 Class B standard limit

频率范围/MHz	限制/dB(μV)	
	准峰值	均值
0.15~0.50	66~56	56~46
0.50~5	56	46
5~30	60	50

注:(1)在过渡频率(0.50 MHz 和 5 MHz)处应采用较低的限制;(2)在 0.15 MHz~0.50 MHz 频率范围内,限制随频率的对数线性减少.

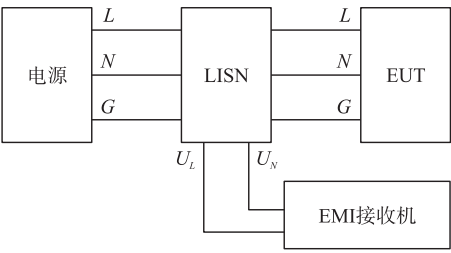


图 6 传导 EMI 噪声标准测试方法

Fig. 6 Standard test method for conducted EMI noise

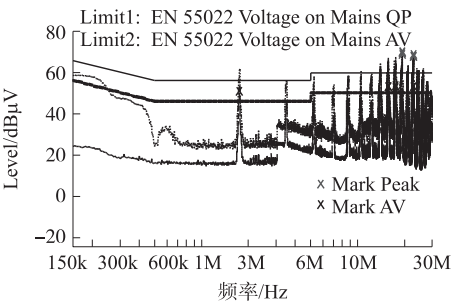


图 7 医用前列腺仪器改前传导 EMI 测试结果

Fig. 7 The results of EMI test of medical prostate instrument before conduction

### 3.3 整改措施及理论分析

针对上述分析的问题,问题根源是线缆阻抗失配和接地不良,导致主频信号及其高次谐波在电路中震荡,而变压器是噪声传播到 LISN 的必经通道. 根据阻抗匹配原则,在电缆线上加若干个阻抗匹配的 EMI 滤波器,这同时对来自电源的噪声也有抑制作用,滤波器主要由共模电感、安规电容、陶瓷电容组成. 加该措施后的结果如图 8 所示.

电源线主要产生共模传导干扰,可以采取减小电源线的噪声电流的方案抑制噪声. 在电源入口处串联了一个 EMI 滤波器以减低噪声电流,滤波器结构及参数如图 9 所示,由电感和电容组成. 此外,还在电源线上卡了磁环(如图 10 所示),其原理是加入一个互感电感减小噪声电流.

在实际应用中需改善 PCB 电路的接地问题可有效抑制因接地不良引起的传导 EMI 噪声,对于复杂电子系统而言,PCB 电路中存在线路串扰及其直流电源等若干问题(电压等级也不相同,如 5 V, 3.3 V, 1.8 V, 1.2 V 等). 为了防止上述直流电源间的相互干扰,需要改进电源的接地系统来设计各芯片间的直流电源.

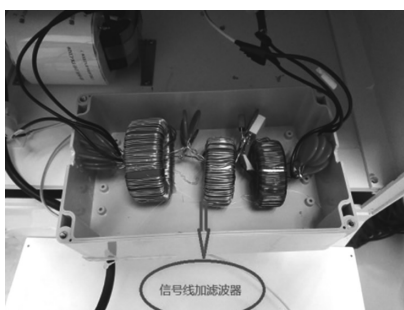


图 8 电缆线处理示意图

Fig. 8 Schematic diagram of cable processing

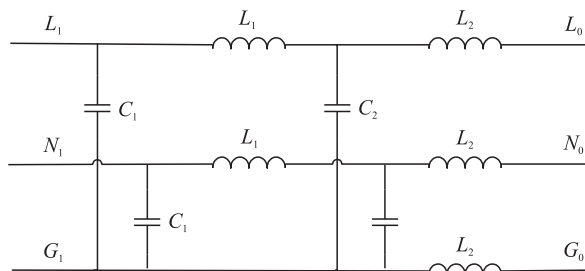


图 9 EMI 滤波器

Fig. 9 EMI filter

以共模扼流圈为电感的滤波器如图 10 所示,其滤波特性在高频段非常优越. 该滤波器有一个谐振

$$f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}. \quad (10)$$

式中, $L$  为等效电感分量, $C$  为等效电抗分量, $f_r$  为滤波器谐振. 这个谐振上,电源线中所传输的信号,比没有滤波时还要大. 为此必须注意,将这个谐振降低到电路的通频带以下. 在谐振时,滤波器的增益量与阻尼系数成反比

$$\xi = \frac{R}{2\sqrt{L/C}}. \quad (11)$$

式中, $L$  为等效电感分量, $C$  为等效电抗分量, $R$  为等效电阻分量, $\xi$  为阻尼系数. 为了把谐振时的增益限制在 2 dB 以下,阻尼系数应大于 0.5. 如需要提高阻尼,可在电感器上串联电阻,其中所用的电感线圈,应在通过电路所需的最大直流电流时,不致产生磁饱和现象.

对比分析整改前后的测试结果,不难发现,未加措施前,主要设备在 2 MHz~6 MHz 以及 10 MHz~30 MHz 左右的频段超标,采取措施后,从 3 MHz 到 30 MHz 的噪声都大幅度降低下来了,且有较大的安全裕量,完全满足测试标准. 通过打点,将两次检测结果中具有代表性的波峰、尖峰的具体情况整理在表 2 中,可知采取措施后,幅值最高的峰点均有超过 10 dB $\mu$ V/m 的安全裕量.

综合采取上述措施后,整个频段的噪声都降低在标准线以下,测试通过,结果如图 11 所示.



图 10 电源线加磁环

Fig. 10 Add ring to the magnetic power line

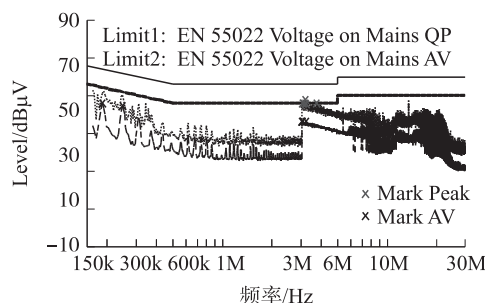


图 11 前列腺仪器整改后传导 EMI 测试结果

Fig. 11 Prostate instrument test results of EMI post rectification

表 2 前列腺仪器传导 EMI 噪声采取措施前后

Table 2 Before and after using prostate instrument conduction EMI noise measures

频点/MHz	抑制前/dBμV	超标/dBμV	抑制后/dBμV	安全裕量/dBμV
1.306	73.62	13.25	45.15	11.22
1.106	77.01	16.92	43.68	16.40
1.310	75.92	18.27	43.55	14.10
1.514	73.86	17.86	44.08	11.92
1.610	72.56	16.56	44.05	11.95
10.718	68.34	12.34	42.02	13.98
15.814	62.27	6.27	39.95	16.05
20.918	67.03	11.03	42.36	13.64
24.022	66.98	10.98	39.24	16.76

4 结语

本文提出的共模传导噪声和差模噪声理论模型及其等效电路,对线缆阻抗失配和接地不良传导噪声模型分析和基于电路芯片时钟信号管脚引起的传导噪声模型分析,能够有效应用于复杂电子电路传导 EMI 噪声抑制. 同时,采用高频优化滤波电容多级并联结构和屏蔽材料可有效降低传导电磁干扰噪声. 标准实验结果表明,采用噪声抑制方案后,医疗电子产品可大幅降低传导 EMI 噪声,从而为传导噪声分析与抑制提供理论依据.

[参考文献](References)

[1] OTT H W. Electromagnetic compatibility engineering[J]. Wiley & Sons,2009,1(2):273-278.

[2] 赵阳,罗永超,陆婉泉,等. 传导电磁干扰噪声综合解决方案[J]. 江苏大学学报(自然科学版),2010,31(2):189-195.  
ZHAO Y,LUO Y C,LU X Q,et al. Synthetic solution scheme for conductive EMI noise[J]. Journal of Jiangsu university(natural science edition),2010,31(2):189-195(in Chinese).

[3] WU T L,BUESINK F,CANAVERO F. Overview of signal integrity and EMC design technologies on PCB:fundamentals and latest progress[J]. IEEE transactions on electromagnetic compatibility,2013,55(4):624-638.

[4] PAUL C R,HARDIN K B. Diagnosis and reduction of conducted noise emissions[J]. IEEE transactions on electromagnetic compatibility,1988,30(30):19-23.

[5] COSTA F,GAUTIER C,LABOURÉ E,et al. Electromagnetic compatibility in power electronics[J]. John Wiley & Sons,2014,70(6):705-706.

[6] BEER A S D,WOODING G N,WYK J D V. Problematic aspects when using a LISN for converter EMI characterisation[C]//IEEE,2013:633-637.

[7] STAHL J,KUEBRICH D,DUERBAUM T. Modification and characterization of a standard LISN for effective EMI noise separation[C]//ICEAA,Sydney,New York:IEEE,2010:39-42.

[8] GROBLER I,GITAU M N. Low cost power lead extended pre-compliance conducted EMI measurement setup and diagnostics with compact LISN[C]//Ecce Asia Downunder,Melbourne,New York:IEEE,2013:1144-1149.

[9] BEER A S D,WOODING G N,WYK J D V. Problematic aspects when using a LISN for converter EMI characterisation[C]//ICIT,Capa town,New York:IEEE,2013:633-637.

[10] BORSERO M,PRAVATO C,SONA A,et al. Improved adapters for the accurate calibration of LISN input impedance[C]//International Zurich Symposium on Electromagnetic Compatibility,Emc Zurich,New York:IEEE,2007:489-492.

[责任编辑:陈 庆]