

医疗电子设备系统线缆的辐射机理与抑制技术研究

沈 周, 杨 雄, 马宝萍, 曹 弋

(南京师范大学电气与自动化工程学院, 江苏 南京 210042)

[摘要] 针对医疗电子设备辐射电磁干扰噪声超标问题, 本文分析了医疗电子设备系统线缆的辐射电磁干扰机理, 建立了相应的辐射噪声预估模型, 分析预估模型参数, 提出了相应的辐射噪声抑制方法. 最后, 结合实际案例, 验证了理论方法的有效性.

[关键词] 医疗电子设备, 系统线缆, 辐射机理, 辐射噪声抑制

[中图分类号] TM12 [文献标志码] A [文章编号] 1672-1292(2017)04-0032-07

Radiation Interference Suppression Technology on Medical Electronic Equipment Based on Near Field Diagnosis

Shen Zhou, Yang Xiong, Ma Baoping, Cao Yi

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

Abstract: In order to solve the problem of excessive electromagnetic interference noise in medical electronic equipment, this paper analyzes the radiation electromagnetic interference mechanism of cables in the medical electronic equipment system, establishes the corresponding prediction model of radiation noise, analyzes the parameters of the prediction model, proposes the corresponding method of the radiation noise suppression, and verifies its validity with the actual case.

Key words: medical electronic equipment, system cable, radiation mechanism, radiation noise suppression

2014 年, 中国开始实施 YY0505 标准, 强制要求医疗电子设备通过电磁兼容标准检测, 包括电磁骚扰检测和电磁抗扰度检测^[1]. 目前, 关于医疗电子设备辐射机理的研究主要从 PCB 的布线、PCB 上器件的工作机制方面阐述医疗电子设备引起辐射发射的原因, 而对于电子设备系统线缆的辐射机理的研究则比较笼统单一^[2].

图 1(a) 是传统的线缆辐射机理模型, 该模型由于普遍使用平行线和双绞线, 电缆上的差模辐射效应互相抵消, 电缆的辐射效应以受接地噪声电压驱动的共模辐射效应为主. 但由于线缆的差模辐射是不能忽略的, 且没有考虑交流电源线的辐射效应, 因此设备系统线缆作为设备辐射发射的主要天线, 需要深入分析^[3].

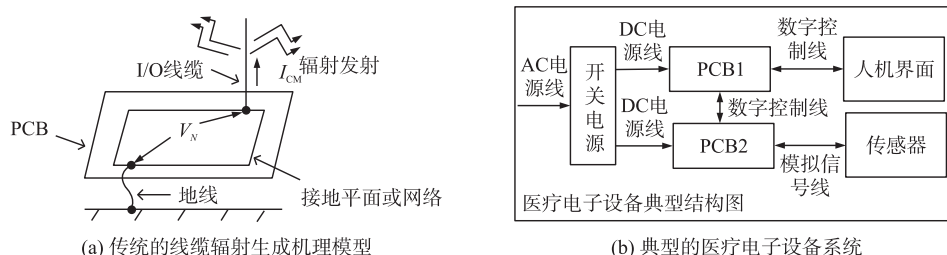


图 1 典型的医疗电子设备线缆分类

Fig. 1 Typical cable classification of medical electronic equipment

事实上, 如图 1(b) 所示, 典型医疗电子设备的系统线缆根据其功能不同大体可以分为交流电源线、直

收稿日期: 2017-09-25.

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: 曹弋, 副教授, 研究方向: 电磁兼容技术与应用. E-mail: 61025@njnu.edu.cn

流电源线、数字控制线、传感器线. 本文在针对医疗电子设备的电磁兼容整改过程中发现,这4种系统线缆的辐射机理是有差异性的,传统的单一的辐射机理描述并不能满足实际电磁兼容工程需求.

本文将分别建立典型医疗电子设备系统线缆的辐射理论模型,提出抑制医疗电子设备辐射噪声的策略与方案,并通过实例应用验证其有效性.

1 医疗设备系统线缆辐射机理模型

1.1 直流电源线的辐射机理模型

医疗电子设备的 PCB 电路中常常用到各种芯片,芯片集成了大量的数字逻辑电路. 当直流电源线给芯片供电时,由于数字逻辑器件在切换 01 状态时会出现振铃. 对于 TTL 门,当其负跳变时会出现振铃,对于 CMOS 逻辑门,正跳变和负跳变都会出现震荡. 如图 2(a) 所示,为 CMOS 逻辑门开关时产生的瞬态电流. 当逻辑门由低到高切换时,瞬态电流 I_L 需要给负载电容 C_L 充电,这个电流只出现于输出连接的逻辑门中. 而在逻辑门由高到低和由低到高的转换中,通过开关回路的一部分,两个晶体管部分导通,在电源的两端将产生一个低阻抗,从而产生瞬态电流 I_d . 如图 2(b) 所示,无论何时开关数字逻辑门,PCB 电路都会产生瞬态接地电流 I_s ,经过地使得给它供电的直流电源线上产生一个瞬态电源电流 I_{DC-CM} ,成为直流电源线上的噪声电流,并对地形成噪声电压 V_{DC-CM} ,虽然产生的噪声电压 V_{DC-CM} 很小,并不影响 PCB 电路正常工作,但足以使得直流电源线成为天线对空间辐射电磁干扰噪声^[4-6].

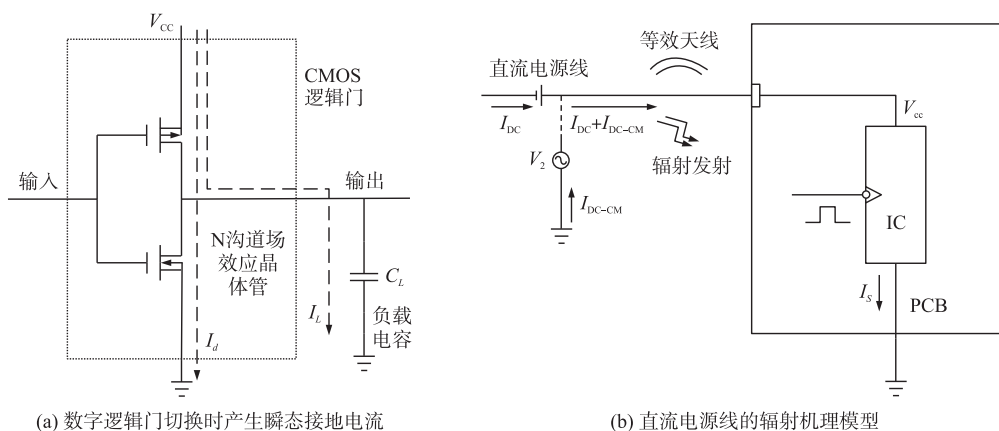


图2 辐射噪声干扰模型示意图

Fig. 2 Schematic diagram of radiated noise interference model

在 YY0505 标准中,RE 的测试频段是 30 MHz 至 1 GHz,对于较低频段的辐射效应而言,直流电源线的长度小于四分之一波长,可将直流电源线等效于短天线,可用偶极子天线模型对其远场辐射电场强度进行预估^[7]. 而对于较高频段的辐射效应,直流电源线的长度将则与波长处于同一数量级,当直流电源线长度大于四分之一波长时,则可用 $\lambda/4$ 修正偶极子天线模型的预估表达式,故直流电源线的远场辐射电场强度预估表达式可写为:

$$E_{CM2} = \begin{cases} 1.256 \times 10^{-6} \frac{I_{DC-CM} L f}{r}, & L \ll \lambda, \\ \frac{94.5 I_{DC-CM}}{r}, & L \geq \frac{\lambda}{4}. \end{cases} \quad (1)$$

式中, I_{DC-CM} 为直流电源线上的噪声电流 (μA), L 为直流电源线的等效天线长度 (m), r 为暗室中的远场测试距离 (m).

1.2 数字控制线的辐射机理模型

在医疗电子设备中,往往包括数个工作模块,各工作模块如不被集中在一块 PCB 上,则需要数字控制线相互连接,如人机界面与数据处理模块之间. 数字控制线主要载高频数字信号,数字信号以梯形波为基础,因此,数字信号的带宽由梯形波的上升时间 t_r 决定,即

$$BW = \frac{1}{\pi t_r}. \quad (2)$$

而梯形波的第 n 次谐波电流可表示为

$$I_n = 2Id \frac{\sin(n\pi d)}{n\pi d} \frac{\sin(n\pi t_r/T)}{n\pi t_r/T}. \quad (3)$$

式中, I 为数字控制线中数字信号电流, d 为数字信号占空比, T 为数字信号周期, n 为谐波次数.

由式(2)~(3)可知, 由于上升时间较短, 可将高频数字控制线近似于一根天线, 并向空间辐射电磁干扰噪声. 如图 3 所示, 是一个典型的数字控制线辐射机理示意图. 将式(3)代入式(1), 则可得到数字控制线的远场共模辐射电磁强度预估表达式

$$E_{CM3} = \begin{cases} \sum_{i=1}^n \left[2.512 \times 10^{-6} \times \frac{lf_3 Id}{r} \frac{\sin(n\pi d)}{n\pi d} \frac{\sin(n\pi t_r/T)}{n\pi t_r/T} \right], & l \ll \lambda, \\ \sum_{i=1}^n \left[189 \times \frac{I_3 d}{r} \frac{\sin(n\pi d)}{n\pi d} \frac{\sin(n\pi t_r/T)}{n\pi t_r/T} \right], & l \geq \frac{\lambda}{4}. \end{cases} \quad (4)$$

式中, E_{CM3} 为数字信号线的远场辐射噪声, f_3 为数字信号频率, r 为暗室测试距离.

1.3 传感器线的辐射机理模型

医疗电子设备普遍使用传感器来监测设备工作状态或者采集病人信息, 这些传感器与信号处理电路通过传感器线相连接^[8]. 传感器线中通常包含地线, 含有共模噪声. 在某型医疗设备中, 常常把人体当做负载进行治疗, 此时设备通过信号线输出使得治疗端两极与人体相连, 这就会形成信号回路构成差模辐射干扰. 从输出信号来看, 医疗设备中常用的传感器分模拟传感器、数字传感器、开关传感器^[9]. 根据传感器类型, 传感器线上的信号强弱与频率大小不一. 由于连接开关传感器输出的信号频率低, 与其相连的传感器线的辐射效应可忽略^[10]. 与数字传感器相连的传感器线的辐射机理可按数字控制线的辐射机理进行分析. 与模拟传感器相连的传感器线载模拟信号, 本节主要针对此情况进行分析. 如图 4 所示, 是一个典型的传感器线的辐射机理示意图. 不失一般性, 设传感器线上的噪声电流为 I_{DM} , 形成的信号回路面积为 S , 则其引起的辐射噪声为

$$E_{DM} = 2.63 \times 10^{-14} \frac{f^2 S I_{DM}}{r}. \quad (5)$$

1.4 交流电源线的辐射机理模型

交流电源线搭载的是工频交流电, 一般不能成为天线辐射高频噪声, 但由于其他三种载着高频噪声的线缆与交流电源线之间存在分布电容, 导致干扰耦合, 使得交流电源总线拾取了高频噪声成为天线对空间进行辐射^[11]. 如图 5(a) 所示, C_{14} 、 C_{24} 、 C_{34} 分别是交流电源线与直流电源线、数字控制线、传感器线之间的分布电容, V_1 、 V_2 、 V_3 分布是直流电源线、数字控制线、传感器线对地之间的噪声电压, 相当于交流电源线的电容耦合噪声源, V_4 是交流电源线因电容耦合拾取到的对地噪声电压, 其等效电路如图 5(b) 所示. 由于实际高频情况下交流电源线的对地电阻远小于分布电容的容抗, 可得 V_4 表达式

$$V_4 = j\omega R (C_{14} V_1 + C_{24} V_2 + C_{34} V_3). \quad (6)$$

由于交流电源线的噪声电压受分布电容影响, 而分布电容和电源线与耦合源线缆的距离有关, 且交流电源线较长, 因此交流电源线上各处的噪声电流并不均匀一致. 不失一般性, 如图 5(c) 所示, 将交流电源线分为 n 小段, 设每段线缆中的噪声电流为 I_i , 长度为 L_i , 则 AC 电源线在开阔实验场中的等效辐射场值为

$$|E_{R4}| \approx \sum_{i=1}^n \left[I_i \frac{2\pi f L_i}{3\sqrt{r^2 + (H-0.8)^2}} \times 10^{-7} \right]. \quad (7)$$

式中, r 为开阔场地的标准测试距离(m), H 为测试天线高度(m), F 为开阔环境下的计算修正因子, 可近似为 $F = |1 - \alpha\beta^{-1} e^{-j2\pi\lambda_0^{1/2}(\alpha-\beta)}|$, 其中 $\alpha = \sqrt{r^2 + (H-0.8)^2}$, $\beta = \sqrt{r^2 + (H+0.8)^2}$.

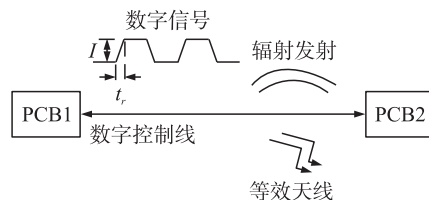


图 3 数字控制线的辐射机理模型

Fig. 3 Radiation mechanism model of digital control line

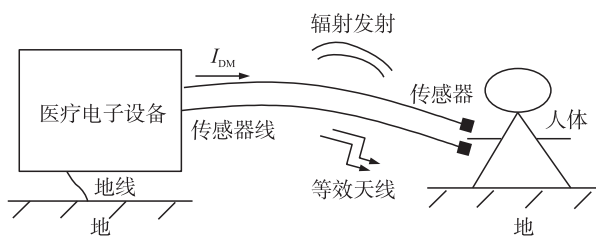


图 4 传感器线辐射机理模型

Fig. 4 Radiation mechanism model of sensor line

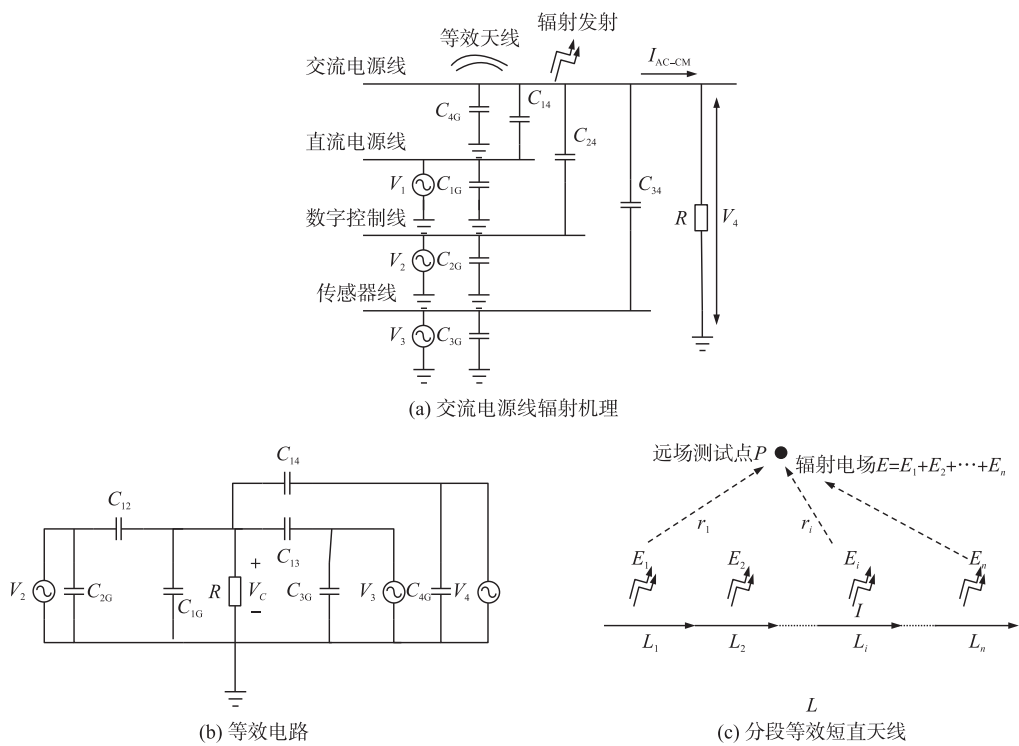


图 5 交流电源线的辐射机理模型
Fig. 5 Radiation mechanism model of AC power line

2 医疗电子设备的辐射噪声抑制策略

直流电源线的辐射效应由 IC 切换开关时产生的瞬态电源电流引起,由式(1)可知,直流电源线的辐射电场强度与噪声电流成正比,低频段处与线缆长度成正比,因长度不变,故可通过减小噪声电流抑制共模辐射噪声,通过给芯片电源去耦或在线上卡磁环以实现^[12]。

晶振在输出时钟信号的同时会输出大量 EMI 噪声,经过放大电路、非线性器件后流通至数字控制线上,使得控制信号线成为强辐射天线。由式(2)~(4)可知,数字控制线的共模辐射电场强度与其上的 EMI 噪声电流、线缆长度成正比。要抑制其上的辐射噪声,必须衰减噪声电流。在晶振输出的线路上串联铁氧体磁珠和对地并联小电容能够有效抑制辐射噪声。在数字控制线上卡磁环,在其两侧对地并联电容均可有效衰减噪声电流。特别地,在晶振输出侧串联的铁氧体磁珠要据超标频段选择,晶振对地并接电容的位置和大小不能影响晶振起振。控制数字线两端对地并联的电容要根据超标频段选择。一般超标频段越高,选择电容渐小,超标频段越低,电容选择渐大。

由式(5)可知,信号线的差模辐射干扰与噪声电流大小成正比,与信号回路面积成正比。当信号线传输来自传感器的模拟信号时,在医疗电子设备的实际需求中,这部分信号不能滤除,因此,减小信号回路面积是抑制信号线上辐射噪声的最佳办法,可采用双绞线或平行线。当医疗设备通过两极对人体进行电击治疗时,信号线上的工作电流很小,因此,很小的噪声电流会造成很大影响,可采用差模 EMI 滤波器抑制噪声电流。

交流电源线长度较长,是医疗电子设备重要的干扰噪声辐射天线,需着重处理。由式(6)~(7)可知,减小交流电源线上的噪声电流、缩短电源线长度、减小交流电源线与其他线缆的分布电容能够抑制其辐射噪声。为此,可通过在交流电源线上加 EMI 滤波器,采用良好的接地屏蔽线缆,在满足标准规定情况下尽量缩短交流电源线长度抑制其辐射噪声。

3 医疗电子设备的辐射噪声机理分析与处理实例

以某高压电位治疗仪为例,分析医疗电子设备线缆上的辐射 EMI 噪声。高压电位治疗仪功能如图 6 所示。治疗仪的电路比较简单,它主要由降压变压器和场效应带两部分组成。T 是降压变压器,它将输入的

220 V 交流电降低为 21 V、27 V 和 36 V 三挡电压,通过开关 S_2 选择某一适当电压供给场效应带. 场效应带实质上是一个通电线圈,由于电压供给场效应带. 场效应带实质上是一个通电线圈,由于电流热效应而产生热量,可对患者肌体进行热敷. 同时线圈对肌体辐射低频电磁能,能调节人体体能,达到治病目的.

利用江苏省电气装备电磁兼容实验室 3m 法电波暗室、R&S 公司的 EMI 接收机 ESL3 进行测试,结果如图 7(a)所示. 根据 YY0505 Class B 级标准发现,该高压电位治疗仪的 RE 严重超标,在 62.44 MHz、81.51 MHz、88.58 MHz 频点处的辐射 EMI 噪声分别为 59.79 dB μ V/m、59.38 dB μ V/m、56.57 dB μ V/m,分别超过标准 19.79 dB μ V/m、19.38 dB μ V/m、56.57 dB μ V/m. 在 100 MHz 至 1 GHz 频段的辐射 EMI 噪声也在标准线附近. 观察测试结果波形可以发现,波形的波峰十分规律,呈倍频关系,说明与数电电路的工作频率有关,超标频点集中在较低次倍频频点.

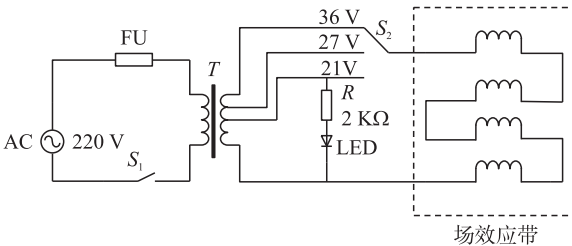


图 6 某型高压电位治疗仪

Fig. 6 A high voltage potential therapeutic apparatus

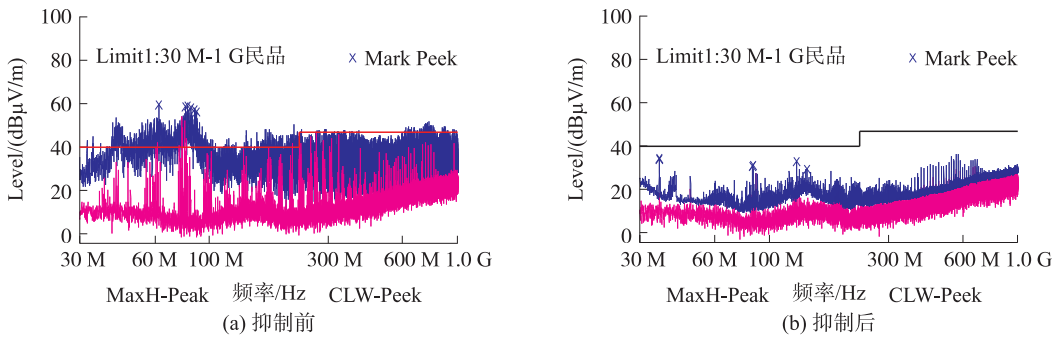


图 7 高压电位治疗仪辐射噪声抑制前后的 RE 测试结果

Fig. 7 RE test results before and after the suppression of radiation noise of EUT

根据文中各类线缆辐射机理模型分析高压电位治疗仪的辐射 EMI 噪声,发现存在如下问题:(1) 高压电位治疗仪的数据处理中心是 AT89S52 单片机,单片机的时钟电路由一个 12 MHz 的晶振构成,晶振输出没有采取足够的滤波处理,设备总共 3 块 PCB 板,数字控制线两端连接 SN74HC245N、SN74HC595N、ULN2803APG 等数字器件,数字控制线没有屏蔽体,且其端口未进行滤波处理,高速的数字信号使得信号控制线产生共模辐射,(2) PCB 的地是 DC 电源的负极,有的数字芯片的电源输入未做去耦处理,使直流电源线产生共模辐射,(3) 由于设备较小,交流电源线进入设备内部后与各类线缆靠的很近,耦合产生辐射,(4) 设备输出电极电压达 9 kV,与之相连的信号线与地线产生差模辐射.

因此,如图 8 所示采取以下措施:(1) 在晶振输出电路上串联铁氧体磁珠进行滤波,(2) 在数字控制线两侧对地线并联全电容滤波器,电容值为 10 nF,并在线缆上卡磁环减小噪声电流,(3) 在 SN74HC245N、SN74HC595N 芯片的 VCC 引脚上对 GROND 引脚并接 100 pF 电容进行去耦,在直流电源线靠近 PCB 侧端口的正负极并接 10 nF 电容进行滤波,并在线上卡磁环,(4) 在交流电源线上串 EMI 滤波器,并缩短线缆长度,增加交流电源线与其他线缆的距离.

采取辐射噪声抑制方案后,经测试,如图 7(b)所示,辐射噪声显著降低,完全满足标准,且最少有 5.4 dB μ V/m 的裕量. 表 1 是采取噪声抑制方案前后的测试结果对比.

表 1 高压电位治疗仪辐射噪声抑制前后的辐射噪声扫描频点对比

Table 1 Comparison of the scanning frequency of the radiated noise before and after the suppression of the radiated noise of the high voltage potential therapeutic apparatus

抑制前			抑制后		
频点/MHz	实测值/dB μ V/m	超标/dB μ V/m	频点/MHz	实测值/dB μ V/m	裕量/dB μ V/m
62.44	59.79	19.79	35.96	34.60	5.40
81.54	59.38	19.38	85.62	31.36	8.64
84.46	58.27	18.27	128.79	33.22	6.78
88.58	56.57	16.57	141.98	29.43	10.57

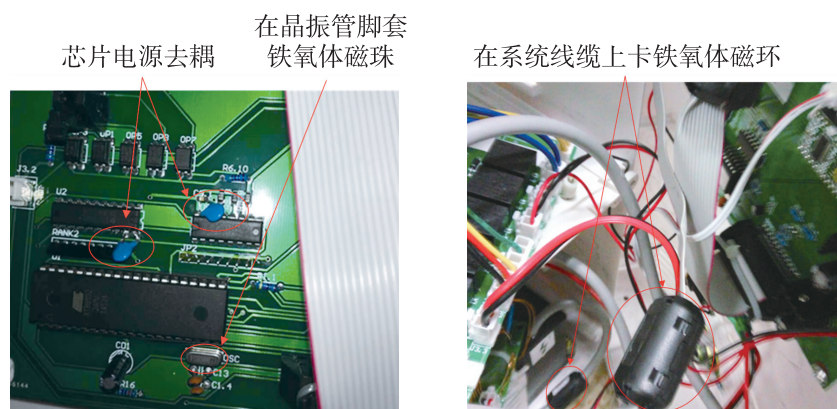


图 8 高压电位治疗仪的辐射噪声抑制措施图

Fig. 8 Measure of radiation noise suppression in the high voltage potential therapy instrument

4 结语

本文详细分析了医疗电子设备四类线缆的辐射机理,并据此提出针对性的抑制方法,包括:(1)提出了 DC 电源线、数字控制线、信号线、AC 电源线四类线缆的辐射噪声模型,(2)针对 DC 电源线辐射噪声,提出采取通过 PCB 上数字器件的电源去耦、缩短线缆、减小噪声电流的方法抑制其辐射噪声,(3)针对数字控制线提出在晶振输出串铁氧体磁珠、在线缆端口对地并全电容滤波器、在线上卡磁环的辐射噪声抑制方法,(4)针对信号线提出采用屏蔽线缆,通过 EMI 滤波器衰减噪声电流的辐射抑制方法,(5)针对 AC 电源线提出增加 AC 电源线与其他线缆的距离、设计特定 EMI 滤波器、采用屏蔽线缆、尽量缩短线缆的辐射噪声抑制方法. 通过一款高压电位治疗仪的辐射 EMI 噪声抑制实验验证本文所提方法的有效性与实用性,为医疗设备制造商抑制辐射噪声提供参考.

[参考文献] (References)

- [1] 白同云. 电磁兼容设计[M]. 2 版. 北京:北京邮电大学出版社,2011:2-6.
BAI T Y. Electromagnetic compatibility design[M]. Beijing:Beijing University of Posts and Telecommunications Press,2011:2-6.(in Chinese)
- [2] 赵阳,封志明,黄学军. 电磁兼容测试方法与工程应用[M]. 北京:电子工业出版社,2010:1-12.
ZHAO Y,FENG Z M,HUANG X J. Electromagnetic compatibility test method and engineering application[M]. Beijing:Electronic Industry Press,2010:1-12.(in Chinese)
- [3] 颜伟,赵阳,王恩荣,等. 复杂电子系统辐射 EMI 噪声机理分析与抑制[J]. 中国电机工程学报,2013,33(15):173-180.
YAN W,ZHAO Y,WANG E R,et al. Noise mechanism analysis and suppression for radiated electromagnetic interference noise[J]. Proceedings of the CSEE,2013,33(15):173-180(in Chinese).
- [4] 赵阳,颜伟,赵波,等. 电路辐射干扰机理诊断与特性估计[J]. 电工技术学报,2010,25(10):6-13.
ZHAO Y,YAN W,ZHAO B,et al. EMI radiated noise diagnosis and estimation for HF circuits[J]. Transactions of China electrotechnical society,2010,25(10):6-13(in Chinese).
- [5] 颜伟,赵阳,王恩荣,等. 射频识别系统电磁辐射干扰特征快速分析与抑制[J]. 中国电机工程学报,2012,32(9):161-166.
YAN W,ZHAO Y,WANG E R,et al. Analysis and suppression on radiated EMI noise for radio frequency identification systems[J]. Proceedings of the CSEE,2012,32(9):161-166(in Chinese).
- [6] 赵阳,罗永超,颜伟,等. 高频电路辐射干扰快速分析与预估方法[J]. 电波科学学报,2010(3):466-471.
ZHAO Y,LUO Y C,YAN W,et al. Fast analysis and estimation approach applied in radiated EMI for high-frequency circuit[J]. Journal of radio science,2010(3):466-471(in Chinese).
- [7] ZHAO Y,YAN W,LUO Y C,et al. Analysis and suppression for radiated EMI noises generated by radio frequency identification(RFID)-based-systems[C]//International Conference on Microwave and Millimeter Wave Technology,Chongqing,2010:

- 1 461-1 467.
- [8] YAN W,ZHAO Y,LUO Y C,et al. An efficient characterization approach of radiated electromagnetic field analysis for PCBs[J]. Procedia earth and planetary science,2009,1(1):1 587-1 592.
- [9] 宋百通,赵阳,夏欢,等. 基于医疗设备的辐射 EMI 噪声诊断与抑制技术研究[J]. 南京师范大学学报(工程技术版), 2014,14(4):1-5.
- SONG B T,ZHAO Y,XIA H,et al. The technology of diagnosis and inhibition research on radiated EMI noise based on medical equipment[J]. Journal of Nanjing normal university(engineering and technology edition),2014,14(4):1-5.(in Chinese)
- [10] 周孟夏,杨雄,夏清,等. 基于近场诊断的医疗电子设备辐射干扰抑制技术研究[J]. 南京师范大学学报(工程技术版),2016,16(2):24-29.
- ZHOU M X,YANG X,XIA Q,et al. Radiation interference suppression technology on medical electronic equipment based on near field diagnosis[J]. Journal of Nanjing normal university(engineering and technology edition),2016,16(2):24-29.(in Chinese)
- [11] 赵阳,夏欢,邱晓辉,等. 基于独立分量分析算法的医疗电子设备辐射电磁干扰 EMI 噪声分析方法[J]. 电工技术学报,2015,30(17):180-190.
- ZHAO Y,XIA H,QIU X H,et al. The radiated EMI analysis method for electromedical equipments based on ICA[J]. Transactions of China electrotechnical society,2015,30(17):180-190.(in Chinese)
- [12] ERIC L,BERTRAND R. Electromagnetic compatibility in power electronics[M]. ISTE Ltd & Hoboken,U.S.A,2014:6-41.

[责任编辑:陈 庆]