

视频胶囊内窥镜的改进设计与实验

许 飞, 颜国正, 朱柄全, 刘 刚, 鲁 丽

(上海交通大学仪器科学与工程系, 上海 200240)

摘 要: 为延长视频胶囊内窥镜工作时间, 提高体外接收视频质量, 需降低胶囊内射频电路模块的功耗以改进发射电路的发射效果. 针对上述问题, 本文设计了胶囊内的射频电路模块和螺旋形发射天线, 并使用 ADS2011 及 HFSS 对其进行仿真, 最后通过实验对该设计进行验证. 内窥镜胶囊进入活体动物(猪)胃肠道后, 体外便携接收器接收到的视频图像质量较高, 证明该改进设计可行. 结果表明: 当射频电路板的直径为 9.8 mm, 射频模块的工作频率为 1.0 GHz, 功耗为 15.9 mW 时, 胶囊的工作时间为 9.0 h, 视频数据的无线传输速率达到 30 frame/s (320 × 240 pixel/frame).

关键词: 胶囊内窥镜; 视频胶囊; 射频电路; 螺旋天线;

中图分类号: TH776.1 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2015)03-0605-06

电子学报 URL: <http://www.ejournal.org.cn>

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2015.03.029

Improvement and Experiment of the Video Capsule Endoscope

XU Fei, YAN Guo-zheng, ZHU Bing-quan, LIU Gang, LU Li

(Department of Instrument Science and Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: To prolong the worktime of the video capsule endoscopy and improve the quality of the video, lowering the power of the embedded radio circuit module inside the capsule is needed, which helps improve the radio effect. The embedded radio circuit module and helix antenna inside the endoscopy are designed, ADS2011 and HFSS are applied in simulation, and finally the experiments validate the design. The high quality video after the video capsule endoscopy entered the gastrointestinal (GI) tract of the live animal (pig) validated the feasibility of the design. The result indicates that the worktime of the endoscope is 9.0 h and the wireless transmitting rate reaches 30 frame/s (320 × 240 pixel/frame) when the diameter of transmission circuit board is 9.8 mm, work frequency is 1.0 GHz, and power is 15.9 mW.

Key words: capsule endoscopy; video capsule; RF circuit; helix antenna

1 引言

消化道疾病是人群中的常见病、多发病. 传统的胃镜及肠镜可以检查一部分消化道的状况, 但由于这些方法必须要从口腔或者肛门进入人体消化道内部, 会使病患者感到痛苦和恐惧, 同时部分消化道(如小肠)也无法检查. 现在, 内窥镜胶囊的出现使得患者能够以无痛无创的方式检查人体消化道, 得到消化道内的图像甚至视频^[1~4].

以色列 Given Imaging 公司于 2001 年首先生产出了第一套检查胃肠道的内窥镜系统, 即 M2A 内窥镜系统, 其尺寸为 $\Phi 11\text{mm} \times 30\text{mm}$, 重约 3.7g, 可以工作 6h 至 8h, 能够拍摄小肠内壁的图像. 自此之后, 世界各国也开展了该类设备的研究. 日本的 RF System Lab 公司开发出了“Norika3”, 该系统是由微型 CCD (Charge-Coupled Device)

摄像头、无线的控制胶囊运动姿态的外部控制器和用于传输电力并进行方向控制的内置线圈组成, 尺寸为 $\Phi 9\text{mm} \times 23\text{mm}$. Norika3 无需电池, 电力是靠体外微波实现传输. Olympus 公司于 2004 年开发出的内窥镜胶囊, 是一种依靠电磁力驱动和控制的胶囊式内窥镜, 并已申请投入临床试验. 该内窥镜内置磁铁, 可通过外部装置的线圈引导其在体内蠕动工作. 国内的重庆金山公司也在 2004 年研制出了 OMOM 内窥镜系统, 该内窥镜工作时间达 15h, 每秒可获取 2 帧图像, 尺寸为 $\Phi 11\text{mm} \times 25.4\text{mm}$. 清华大学的 Xiang Xie 等人开发了一种双向数字式无线内窥镜系统, 且在内窥镜摄像装置内设有可调视角的摄像头、可调焦距的光学镜头以及发光照明结构. 这种无线内窥镜研究的关键是采用 CMOS 工艺将胶囊内部的若干相关模块微型化. 这些研究都取得了一些突破, 但由于工作时间受限, 每秒也只能采几帧图像^[5~8].

姚华平等针对胶囊内窥镜系统的低功耗、微型化,以及发射范围等要求,对典型的 9 V 无线模拟发射电路进行了优化和改进.在限制发射距离的基础上,设定发射频率为 1.2GHz^[5].华南理工大学的刘建青也基于市场上典型的发射模块,针对 1.2GHz 发射模块存在的问题,设计了一种工作频率为 433 MHz 的单管调制微型发射电路^[6].Lawrence C. Chirwa 等人基于人体结构模型,对肠道内天线在 150MHz 至 1.2GHz 频率间的电磁辐射特性进行了研究^[9].西南交通大学的李相强对螺旋形天线理论进行了系统的总结,阐述了螺旋天线的辐射机理与辐射场.结果表明螺旋天线的特性与其具体形状参数间有着很大关系^[10,11].与典型的图像胶囊内窥镜相比,本文对胶囊的改进如下:

(1)提高了图像采集的帧率,达到 30frame/s,且每帧为 320 × 240 pixels.

(2)改进射频电路且对天线设计进行了优化.采用变容二极管部分接入电路式振荡电路,减小发射电路的复杂度.同时,优化螺旋式发射天线,改进天线的发

射效果.发射电路 PCB 板的直径为 9.8mm,其工作频率为 1.0GHz,发射模块功耗约为 15.9mW.

(3)对改进后的视频内窥镜胶囊,进行了活体动物(猪)实验,实验结果表明该系统可靠,可以成功在体外接收到清晰的视频信号.

2 视频胶囊系统

视频胶囊系统的设计需考虑如体积、功耗、人体安全性等诸多因素.本文设计的视频胶囊系统主要是由若干模块构成,如图 1(a)所示.由该框图可知,视频胶囊系统主要由视频胶囊内窥镜,体外便携视频接收器和影像工作站三个部分组成.内窥镜胶囊主要由图像采集模块、MCU (Micro Control Unit)控制模块、射频电路发射模块以及电池模块构成.此外,完整的视频胶囊内窥镜系统还应包括体外的视频接收器及影像工作站,完成高频模拟信号的接收、解码、存储及 LCD 显示,并实现图像的处理与分析.

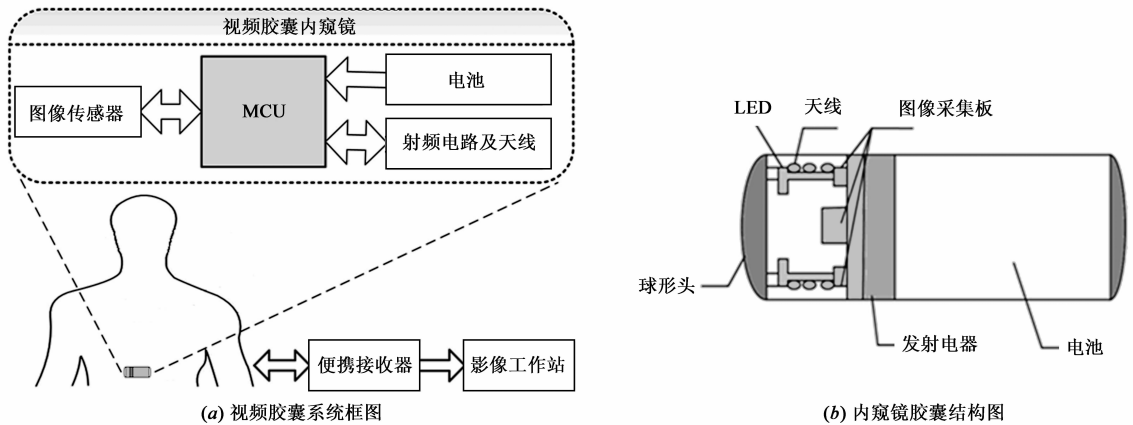


图1 视频胶囊系统框图与内窥镜胶囊结构图

本文的内窥镜胶囊采用圆柱形外形设计,但两端采用近似球形设计.其总体结构如图 1(b)所示,从左到右依次为 LED 及天线、图像采集板、射频电路模块与电池模块,且其尺寸为直径 $\Phi 10.0\text{mm} \times 26.0\text{mm}$.LED 及天线位于内窥镜胶囊的前端部位.视频采集时采用 4 个 LED 进行照明,并将其均匀置于 CMOS 镜头前方的四周.螺旋形天线绕制于图像采集板的前方区域,这种绕制方式可以一定程度上节约空间,且可远离电池模块,降低电池带来的电磁干扰.

图像采集板是内窥镜胶囊的主体电路.整个图像采集板的核心为 MCU 模块,需要对电路中的霍尔开关、模拟开关、LED、视频信号等进行编程控制.其中,视频信号采集主要依靠 OV6922 芯片及其外部相关电路.在设计图像采集板 PCB(Printed Circuit Board)时,应尽量减小器件间的相互干扰.射频电路模块与图像采集板相

邻,主要包括谐振电路、功率放大电路.电池模块位于胶囊的后端,用于对每个模块进行供电.

3 发射电路及天线的设计与仿真

3.1 发射电路的设计及 ADS 仿真

利用电磁波可以实现信号的无线发射,且较低的发射频率有利于穿透人体的身体组织^[12].考虑到传输距离、频段干扰等因素,本发射模块无线电波的工作频率为 1.0GHz.研究表明,胶囊内窥镜的功耗普遍较高,且图像数据的发送占用整体功耗的 80% 以上.基于数字式的射频收发电路,尽管有人采用了 JPEG 等图像数据压缩算法,但只能一定程度上降低功耗,且对胶囊内的 MCU 性能要求较高.考虑上述问题,现有的内窥镜系统一般仅支持每秒获取 2 帧图像,而无法获取连续的视频图像.本文中设计的内窥镜系统采样帧率达到了

30frame/s,这对发射电路模块的低功耗设计提出了较高要求.为尽量降低胶囊的功耗,实现视频数据的无线传输,本文在内窥镜胶囊内设计了射频发射电路模块及天线结构.射频发射电路模块主要包括 NTSC(National Television Standards Committee)视频信号的分压滤波处理、压控振荡电路(Voltage Controlled Oscillator, VCO)及功率放大电路.其中 NTSC 视频信号分压电路为两个电阻实现分压,滤波为 RC 电路.

压控振荡电路如图 2(a)所示,其工作频率为 1.0GHz.谐振器为变容二极管,有源器件为高频低噪声晶体管.高频低噪声晶体管的截止频率 f_T 为 7.0GHz,为工作频率的 7.0 倍.由于图 2(a)的振荡电路的回路中接入了变容二极管,其一般形式如图 2(b)所示.若变容二极管固定偏压为 U_Q ,调制信号为 $u_Q(t) = U_Q \cos \Omega t$.变容二极管电容

$$C_j = C_Q(1 + m \cos \Omega t)^{-\gamma} \quad (1)$$

式(1)中, C_Q 为变容二极管的静态工作点的结电容; $m \approx U_Q/U_Q$,为电容调制度; γ 为变容二极管的结电容变化指数.

回路的总电容 C 可由式(2)求得:

$$C = C_1 + \frac{C_2 C_j}{C_2 + C_j} = C_1 + \frac{C_2 C_Q}{C_2(1 + m \cos \Omega t)^\gamma + C_Q} \quad (2)$$

振荡器的振荡频率 $\omega(t)$ 如式(3):

$$\omega(t) = \frac{1}{\sqrt{LC}} = \left\{ L \left[C_1 + \frac{C_2 C_Q}{C_2(1 + m \cos \Omega t)^\gamma + C_Q} \right] \right\}^{-1/2} \quad (3)$$

将式(3)在工作点 U_Q 处展开,可得

$$\begin{aligned} \omega(t) &= \omega_c(1 + A_1 m \cos \Omega t + A_1 m^2 \cos^2 \Omega t + \dots) \\ &= \omega_c + \frac{A_2}{2} m^2 \omega_c + A_1 m \omega_c \cos \Omega t + \frac{A_2}{2} m^2 \omega_c \cos 2 \Omega t \end{aligned} \quad (4)$$

式(4)中,

$$\begin{aligned} \omega_c &= \frac{1}{\sqrt{L(C_1 + \frac{C_2 C_Q}{C_2 + C_Q})}}, \\ A_1 &= \frac{\gamma}{2p}, A_2 = \frac{3r^2}{8p^2} + \frac{r(r-1)}{4p} - \frac{r^2}{2p(1+p_1)}, \\ p &= (1+p_1)(1+p_1 p_2 + p_2), p_1 = \frac{C_Q}{C_2}, p_2 = \frac{C_1}{C_Q}. \end{aligned}$$

则瞬时频移为:

$$\Delta f(t) = m f_c \left[\frac{A_2}{2} m + A_1 \cos \Omega t + \frac{A_2}{2} m \cos 2 \Omega t + \dots \right] \quad (5)$$

式(5)中的第一项为直流项,它引起中心频率偏移.第二项为频偏项,且最大频偏为

$$\Delta f_m = A_1 m f_c = \frac{\gamma}{2p} m f_c \quad (6)$$

它表明振荡频率受控制程度为变容二极管作为回路总电容时的 $1/p$.因为 C_j 对频率的变化影响减小,故 C_Q 随外界其它因素变化的影响减弱,载波频率的稳定性提高了 p 倍^[13].

基于 ADS2011 仿真软件对该压控振荡电路进行仿真,得到压控振荡器输出波形如图 2(c)所示.振荡器的起振时间约为 50ns,波形中测量出当时间为 m_1 、 m_2 时,其电压值均为 0.518 V.为了便于对振荡信号进行分析,本文基于 ADS 软件测量了 m_1 、 m_2 间波形的频率谱,得到如图 2(d)所示的频率谱图.由该图可知,当频率趋于稳定时,其主频率 f_{main} 为 1.080GHz,与 1.0GHz 十分接近,且主频率的幅值为 0.603.仿真结果验证了该设计的可行性,并且主频率与理论计算值接近.同时,功率放大电路的核心为功放晶体管,要求有较低的噪声.本文将设计的分压滤波处理电路、压控振荡电路(VCO)及功率放大电路集成后,得到完整的射频发射电路.

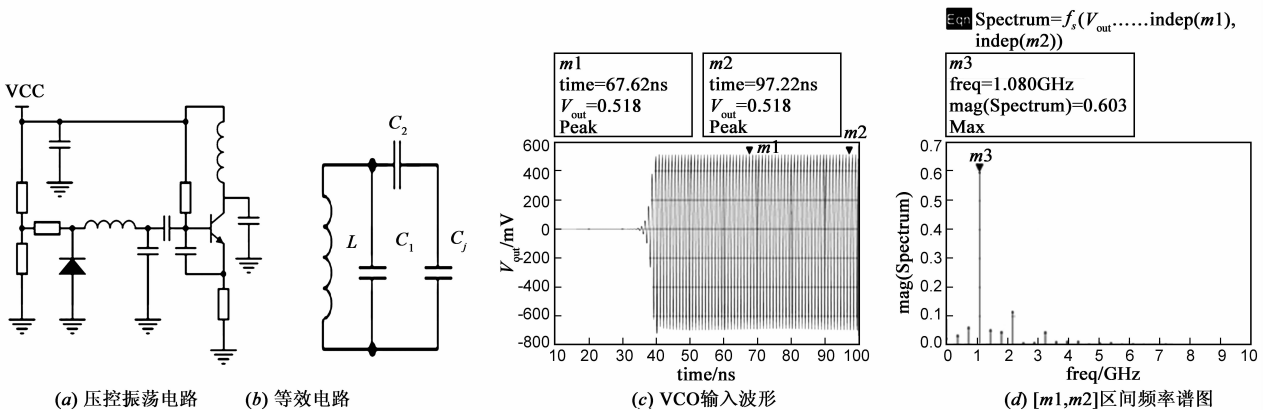


图2 发射电路仿真

3.2 螺旋形天线设计及 HFSS 仿真

螺旋形天线是由金属导线绕成螺旋状而成的.本

文采用了螺旋半径不变的圆柱形螺旋天线.螺旋天线的直径与波长的比值直接影响螺旋天线的特性.考虑

到螺旋金属导线上多个电流模式产生的辐射场是比较复杂的,给具体理论分析带来一定困难^[11].

考虑上述问题,本文设计了一种具体的螺旋形发射天线,并建立其 HFSS 仿真模型如图 3 所示.其中,3(a)是所建立的模型总体图,3(b)为螺旋天线的放大图.螺旋天线是一种典型的圆极化天线.中心频率 f 、螺旋导体的半径 R 、导线的半径 d 、螺距 S 及其轴向长度 L 等都会影响天线的特性.在仿真过程中的主要工作是对 R 、 d 、 S 三个参数进行优化.设定参数值区间后进行求解设置,设置求解频率为 1.0GHz,自适应网格剖分的最大迭代次数为 15,收敛误差为 0.02,扫频范围为 0.50 至 1.50GHz.得到螺旋天线的回波损耗及驻波比如图 3(c),3(d)所示.当中心频率 f_{center} 为 1GHz 时,得到:

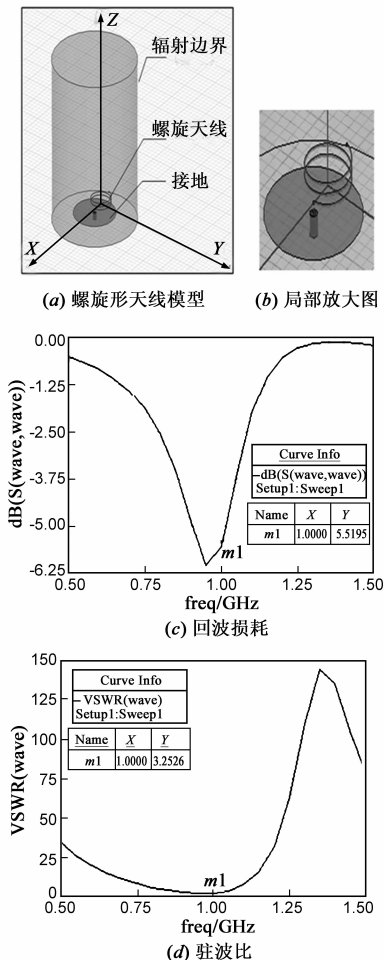


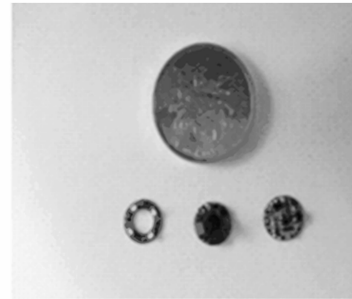
图3 螺旋形天线仿真

$$R = 4.75\text{mm}, d = 0.15\text{mm}, S = 1.00\text{mm} \quad (7)$$

此时得到的螺旋天线回波损耗约为 -5.52dB ,电压驻波比 VSWR 约为 3.25,其值均处在曲线的最低点附近.为验证其辐射特性,制作参数如式(7)的螺旋天线,可用于胶囊内窥镜系统.

4 实验结果与分析

视频胶囊内窥镜系统如图 4 所示.其中,图 4(a)给出了电路板与一元硬币尺寸对比,且从左到右依次为 LED 板、图像采集板及发射电路板.电路板的直径为 9.8mm,当发射电路正常工作时测得其功耗为 15.9mW.装配上述各电路模块、螺旋天线、电池以及外壳,制成完整的内窥镜视频胶囊.便携的体外接收装置及内窥镜胶囊(包括用于放置胶囊的底套)如图 4(b)和 4(c)所示.将改进后的系统与文献[2]中商业产品相比,如表 1 所示.胶囊尺寸为 $\Phi 10.0\text{mm} \times 26.0\text{mm}$,胶囊内窥镜采集图像的速率提高为 30frame/s,且工作时间也达到 9.0h.本系统采用模拟射频电路,支持高速数据传输且元件少,尺寸小.电阻电容均采用贴片式 0402 较小封装.其次,针对采集到的视频数据,读入影像工作站,可实现在线诊断.



(a) 内窥镜胶囊的主要模块



(b) 便携接收器



(c) 视频胶囊内窥镜

图4 视频胶囊内窥镜系统

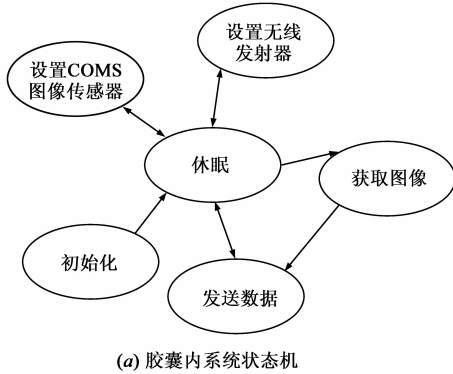
实验时,胶囊内的系统状态机如图 5(a)所示.(1)

初始化:系统上电后各个模块进行初始化;(2)休眠:工作在低时钟模式;(3)设置 COMS 图像传感器:进行 COMS 传感器设置;(4)设置无线发射器:进行发射电路

设置;(5)获取图像:图像传感器进行图像采样;(6)发送数据:通过发射电路进行数据发送。

表 1 本系统与商业产品的对比

特征	尺寸	图像分辨率	帧率	工作时间	通信	工作模式
文献[2]商业产品	Φ11mm × 30mm	90000pixel	2frame/s	6 ~ 8h	单向传输	离线诊断
本文改进后系统	Φ10.0mm × 26.0mm	320 × 240pixel	30frame/s	9.0h	单向传输,模拟射频电路	在线诊断



(a) 胶囊内系统状态机



(b) 视频胶囊系统的动物体实验

图 5 胶囊内系统状态机与视频胶囊系统的动物体实验

基于该视频胶囊内窥镜系统,本文进行了活体动物实验,如图 5(b)所示.实验采用动物(猪)的胃肠道(食管停留时间短,忽略)作为检测对象,并让猪吞下胶囊内窥镜(注意不能让猪咬坏胶囊).本实验中体外接收天线采用了平面螺旋形设计,并将四组该类型天线固定在猪身体的四周.将体外便携接收器置于胶囊工作空间的附近区域,该装置可以实现视频信号的接收、保存及显示,以便于及时了解数据接收情况.读取保存在接收器中的数据,通过计算机可实现视频信号的显示与处理.同时,实验时采用频谱仪(测量范围:9kHz ~ 7.1GHz, Anritsu MS2717B Spectrum Analyzer)对 1.0GHz 频

率信号强度进行实时监测,并有利于异常问题的分析与处理.

实验结果表明:在 9h 工作时间内,体外的便携接收器可以有效的接收到视频图像数据,频谱仪也可以准确的发现发射信号的主频率并显示其强度,同时视频图像也可在计算机上实时显示,证明设计的系统的可靠性较高.胶囊内电池模块的额定电压为 3.0V,总容量为 240mAh.当工作时间超过 9h 以后,胶囊内电池电压逐渐降至 2.0V 以下,电池耗尽,实验时无法再接收到有效数据.当猪或者接收器在 5m 范围内移动时,也能够接收到图像数据,系统具有较强稳定性和一定的鲁棒性.但是,随着胶囊内窥镜与便携接收器之间距离的加大,图像会出现雪花和抖动,直至完全接收不到图像.

基于 OV6922 芯片,胶囊内窥镜每秒可实现 30 帧彩色图像的采集.在计算机上读取出单帧图像,发现得到的彩色 RGB 图像存在一定的噪声,需要进行一定的预处理.此外,还存在以下问题:内窥镜胶囊的照明强度不均匀,使得有些图像的局部区域曝光过度;胶囊的运动使得所获取的图像产生运动模糊,导致图像质量下降;由于视频数据量过大,影像工作站将会对采集到的图像进行进一步的处理与分析.

5 结论

为了增加内窥镜胶囊的工作时间,提高视频图像质量,结合仿真软件,本文设计了发射电路模块及螺旋形天线.活体动物实验结果表明,该发射电路及螺旋形天线能够较好的实现视频数据的无线传输,速度达到 30frame/s(320 × 240pixel/frame),且胶囊的工作时间约为 9.0h.当然,所设计的视频内窥镜系统还有一定的改进空间.(1)可以采用无线能量传输方式对内窥镜进行供电,这样胶囊就可以减小体积且实现不限时间的工作;(2)系统还应该包括体外的视频特征提取及分析,以便实现临床诊断.

参考文献

- [1] 刘刚,颜国正,等.间歇工作图像胶囊内窥镜的设计与实验[J].光学精密工程,2012,20(10):2192 - 2199.

- LIU Gang, YAN Guo-zheng, et al. Design and experiment of intermittent working image capsule endoscope[J]. Optics and Precision Engineering, 2012, 20(10): 2192 - 2199. (in Chinese)
- [2] Gavriel Iddan, Gavriel Meron, et al. Wireless capsule endoscopy[J]. Nature, 2000, 405(6785): 417.
- [3] Glukhovskiy, Arkady. Wireless capsule endoscopy[J]. Sensor Review, 2003, 23(2): 128 - 133.
- [4] Thomas Kohler, Sven Haase, et al. ToF meets RGB; novel multi-sensor super-resolution for hybrid 3-D endoscopy[A]. The 16th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention[C]. Japan: Nagoya University, 2013. 139 - 146.
- [5] 姚华平, 王伟红. 无线胶囊式内窥镜系统的射频发射模块改进设计[J]. 现代制造工程, 2011, (6): 111 - 115.
YAO Hua-ping, WANG Wei-hong. Improvement design on the transmission circuit of wireless capsule endoscopy system[J]. Modern Manufacturing Engineering, 2011, (6): 111 - 115. (in Chinese)
- [6] 刘建青. 基于 OV6920 人体无线胶囊内窥镜设计实验研究[D]. 广州: 华南理工大学, 2010.
- [7] 辛文辉, 颜国正, 等. 胶囊内窥镜能量接收稳定性研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(11): 2433 - 2437.
XIN Wen-hui, YAN Guo-zheng, et al. Study on stability of power receiving for capsule endoscopes[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(11): 2433 - 2437. (in Chinese)
- [8] 俞航, 等. 电子胶囊中基于非对称结构的无源双向通信芯片设计[J]. 电子学报, 2012, 40(10): 2107 - 2111.
YU Hang, et al. A passive, asymmetric bi-directional communication IC designed for electronic capsules[J]. Acta Electronica Sinica, 2012, 40(10): 2107 - 2111. (in Chinese)
- [9] L C Chirwa, P A Hammond, S Roy, D R S Cumming. Electromagnetic radiation from ingested sources in the human intestine between 150 MHz and 1.2 GHz[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2003, 50(4): 484 - 492.
- [10] 褚庆昕, 等. 具有紧凑馈电网络的宽带四臂螺旋天线[J]. 电子学报, 2013, 41(4): 722 - 726.

CHU Qing-xin, et al. Broadband quadrifilar helix antenna with compact feeding network[J]. Acta Electronica Sinica, 2013, 41(4): 722 - 726. (in Chinese)

- [11] 李相强. 高功率径向线螺旋阵列天线研究[D]. 成都: 西南交通大学, 2005.
- [12] 张富鑫, 林崇文. 极高频生物医学电子学[M]. 成都: 电子科技大学出版社, 1993.
- [13] 曾兴雯. 高频电子线路[M]. 北京: 高等教育出版社, 2009. 313 - 314.

作者简介



许飞男, 1988年12月出生于安徽省合肥市. 2010年、2012年于武汉大学获得学士、硕士学位, 现为上海交通大学在读博士研究生, 主要是从事精密工程及生物医学工程等方面的研究.

E-mail: xufeianhuihefei@126.com



颜国正男, 1961年出生于湖南省桃江市. 教授, 博士生导师, 1993年于吉林工业大学获得博士学位, 1995年于南京航空航天大学博士后出站, 现为上海交通大学医学精密工程及智能系统研究所所长, 主要从事微机电系统及生物医学工程方面的研究.

E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn

朱柄全男, 1986年出生于湖南省常德市. 现为上海交通大学在读博士研究生. 主要从事生物医学工程方面的研究.

E-mail: zhubingquan08@163.com

刘刚男, 1989年出生于山东省临沂市. 现为上海交通大学在读博士研究生. 主要从事精密工程及生物医学工程方面的研究.

E-mail: liugang531557127@163.com

鲁丽女, 1984年出生于河南省周口市. 现为上海交通大学在读博士研究生. 主要从事胃肠道多元医学无创检测系统的研究. E-mail: luxiaoli0402@163.com