

无线供能图像胶囊内窥镜的设计与实验分析

刘 刚, 颜国正, 姜萍萍, 刘 华, 王志武

(上海交通大学医学精密工程及智能系统研究所, 上海 200240)

摘 要: 针对目前胶囊内窥镜受到能量限制的问题, 设计了一种基于无线供能的微型化、低功耗的图像胶囊内窥镜. 对无线供能电路, 图像传感器电路, 无线发射电路进行设计研究, 搭建了无线能量传输系统平台, 制作了无线供能图像胶囊内窥镜样机, 并通过实验验证了无线能量传输系统发射线圈设计的合理性. 通过与医院合作的猪大肠内部图像采集实验, 验证了研制的图像胶囊系统样机的可行性. 完整的图像胶囊内窥镜的尺寸仅为 $\Phi 10\text{mm} \times 20\text{mm}$, 图像传感器电路和无线发射电路的整体功耗最低约为 65mW.

关键词: 胶囊内窥镜; 无线供能; 图像传感器; 无线发射

中图分类号: TP212.3 **文献标识码:** A **文章编号:** 0372-2112 (2012) 10-1983-05

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

DOI: 10.3969/j.issn.0372-2112.2012.10.018

Design and Experiment of Wireless Powered Image Capsule Endoscopy

LIU Gang, YAN Guo-zheng, JIANG Ping-ping, LIU Hua, WANG Zhi-wu

(Medical Precision Engineering and Intelligent System Laboratory, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240, China)

Abstract: In view of the limit of energy in capsule endoscopy, this paper reports a miniature image capsule endoscopy with low power consuming based on wireless power. A wireless energy circuit, an image sensor circuit and a transmitting circuit are designed and studied; a wireless energy transmission system platform is built; a wireless powered image capsule endoscopy prototype is made, and tests are made to prove the rationality of the wireless energy transmission coil. The feasibility of the whole system is proved by image acquisition experiment in the pig intestine through cooperation with the hospital. The total size of the image capsule endoscopy prototype is only $\Phi 10\text{mm} \times 20\text{mm}$, and the power consumption of image sensor circuit and transmitting circuit is 65mW when the modules are connected.

Key words: capsule endoscopy; wireless energy; image sensor; wireless transmitting

1 引言

消化道疾病是人类的常见病, 全世界患病率在 10% 以上, 消化道疾病的诊断一直是一大难题, 内窥镜检查是一种有效的诊断方式. 传统的内窥镜在插入过程中, 患者必须忍受很大痛苦, 还有可能引起诸多并发症. 另外, 小肠由于狭长多曲且位于消化道中部而难于被内窥镜检查到. 近年来, 随着电子技术的迅速发展, 使得集成电路芯片的尺寸及能量消耗大大减小, 于是越来越多的人转向关于微型无线内窥镜的研究. 它将内窥镜系统做成类似于口服胶囊的形状, 患者吞服后, 图像胶囊内窥镜不断采集患者胃肠道的图像信息, 同时经过无线传输的方式将采集到的图像信息实时传输至体外监视接收装置, 以便于医生更好的诊断可能出现的疾病. 以色列的 Given Imaging 公司生产的世界上第一款称为

“M2A”(现更名为“PillCam”)的胶囊状无线内窥镜, 于 2001 年获得美国药监部门的临床试验许可^[1,2], 开始大面积临床使用. 但是限于胶囊的体积电池必须非常小, 造成电池容量不足, 因此胶囊最多只能工作 6~8 小时, 每秒只能拍摄两帧图像. 鉴于 PillCam 获得的巨大成功, 美国的 Olympus 推出了 EndoCapsule, 韩国的 IntroMedic 推出了 MiroCam. 在国内, 胶囊内窥镜的研究也取得了一定的成绩^[3-7], 重庆金山科技有限公司接手的国家“863”项目使其成功研制出名为 OMOM 的胶囊内窥镜^[8,9]. 这些研究虽然取得了多项突破, 但是由于采用纽扣电池供电, 胶囊内窥镜的工作时间在 8 小时以内, 低于人体平均排空时间, 存在漏检. 胶囊内窥镜的图像分辨率和帧频都无法实质性提高, 检查的效果还不能与传统消化道内镜相比. 此外, 电池中的有害物质存在泄漏的潜在危险. 无线供能是现阶段能量供给的研究热点, 国内外很

多学者都在研究无线能量传输的方法,取得了一些成绩^[10~14].

本文采用无线能量传输的供电方式设计和研究了基于 CMOS 图像传感器的无线图像胶囊内窥镜,开发了一套完整的无线能量传输系统,通过分析,设计了低功耗的图像传感器电路和无线发射电路.搭建无线能量传输系统,按照设计组装成无线供能图像胶囊内窥镜,并通过动物实验采集到猪肠道的图像信息,证明了该系统样机的可行性.

2 无线能量传输系统

2.1 基于电磁耦合的无线能量传输发射子系统

体外的发射系统由控制器、功率放大器和能量发射电路组成,如图 1 所示.控制器产生一定频率的振荡信号,传送给功率放大器,使线圈与谐振电容组成的 LC 谐振回路被驱动,在线圈中产生交变磁场.集成于体内的接收线圈在交变电磁场中感应出电动势,通过整流滤波和稳压电路,获得稳定的能量,供负载使用.

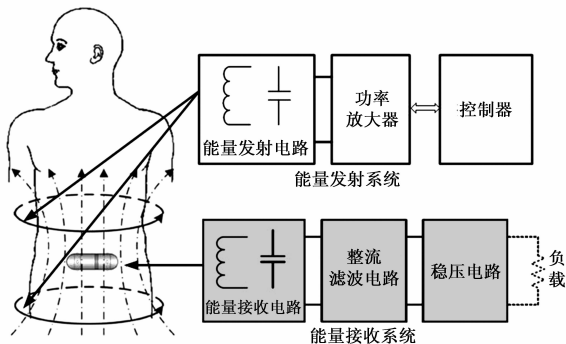


图1 无线能量传输系统结构

虽然同样是无线供能,弱耦合传输的要求比经皮传输要高.在经皮能量传输中,发射线圈与接收线圈之间距离近,位置相对固定.在胶囊内窥镜的无线供能中,由于接收线圈位于人体消化道内,位置和姿态随消化道的蠕动而不断变化,为了保证接收线圈的能量平稳,要求发射线圈产生的交变磁场必须均匀.

根据诺曼公式,可得发射线圈与接收线圈之间的互感关系为:

$$M(R_1, R_2, A_0, R_0, \theta) = \frac{\mu_0 R_1 R_2}{4\pi} \int_0^{2\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\sin\theta_1 \sin\theta_2 + \cos\theta_1 \cos\theta_2}{r_{21}} d\theta_1 d\theta_2 \quad (1)$$

式中, R_1 和 R_2 分别为发射线圈和接收线圈的半径, A_0 为二者之间的轴向偏移量, R_0 为径向偏移量, θ 为角度偏移量.计算并简化后,得到最大传输效率公式:

$$\eta_{\max} = \frac{k^2 Q_t Q_r}{(1 + \sqrt{1 + k^2 Q_t Q_r})^2}, Q = \frac{\omega L}{R} \quad (2)$$

式中, k 为耦合系数,由 A_0 、 R_0 、 θ 三个偏移量决定, Q_t 和 Q_r 分别为发射线圈和接收线圈的品质因数, L 为线

圈的自感系数, R 为线圈的交流电阻.

发射线圈要保证内部磁场的均匀性,即能量传输的稳定性,也要保证有较大的品质因数来提高能量传输效率,通过式(2),比较赫姆霍兹线圈、螺线管线圈的优缺点,设计了一种双螺线管线圈结构,如图 2.这种结构匝数少,电阻低,磁场集中,电感大,这就从两方面提升了线圈的品质因数,使传输效率和稳定性都得到了提高,从结构上看,双螺线管产生的磁场分别继承了赫姆霍兹线圈和单螺线管线圈的均匀性和集中性的优点,并且绕制方便,图 3 为双螺线管线圈磁场分布图.

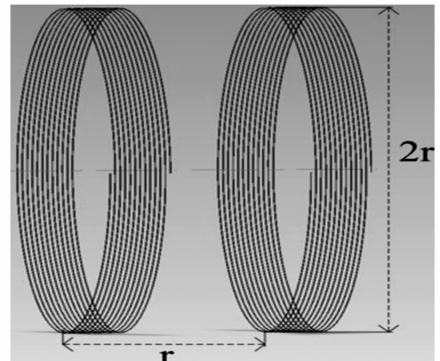


图2 双螺线管模型

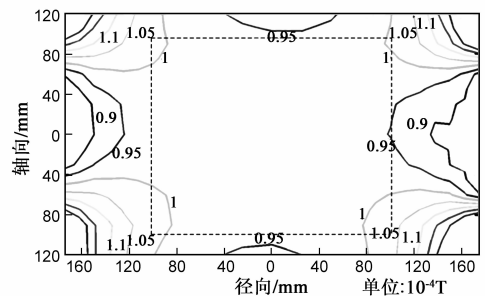


图3 双螺线管磁场分布

为了形成谐振回路,使发射能量最大,电路的输出信号频率必须与 LC 振荡频率一致.本文设计了一种 H 桥驱动电路,可以在 10KHz ~ 400KHz 频率范围内保持发射线圈稳定工作. H 桥驱动电路原理图如图 4 所示, $Q1$ 和 $Q3$ 、 $Q2$ 和 $Q4$ 这四个功率 MOSFET 分别组成左右半桥, $Q1$ 和 $Q4$ 、 $Q2$ 和 $Q3$ 被驱动器分时导通,在 LC 回路中产生交变电流,使 L 周围产生交变磁场.在 H 桥驱动电路中,发射线圈 L 和调节电容 C 两端的电压值等于发射电压,为方波信号,而流过线圈的电流 I 为正弦波形,可以通过调节 MOSFET 的开关频率使其与 LC 串联回路的固有频率相同.这时, LC 形成谐振, L 中的电流最大,产生的电磁场强度最大.

2.2 无线能量传输接收子系统

为了保证能量传输的姿态稳定性,本设计采用在铁氧磁芯上正交布置三个均匀线圈的三维能量接收线圈.无线能量传输的磁场方向固定不变,任意姿态下,

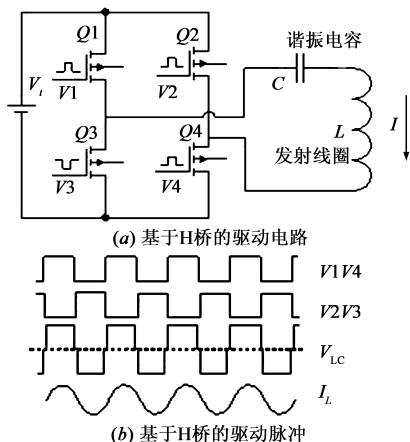


图4 基于H桥的驱动电路原理

单个线圈与磁场方向的夹角小于 45° , 三维能量合成后相对稳定. 接收线圈模型如图 5 所示.

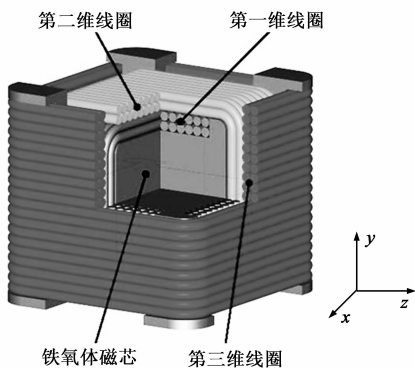


图5 三维接收线圈模型

由电磁感应原理可知, 接收线圈产生的能量与其在磁场方向正交面上的投影成正比, 即

$$E \propto S = S_1 + S_2 + S_3 = (|\cos\theta_1 \cos\theta_2| + |\sin\theta_1 \cos\theta_2| + |\sin\theta_2|) \cdot S_0 \quad (3)$$

式中, E 为接受能量, S_0, S 分别为线圈的原面积和投影面积, θ_i 为线圈平面与磁场方向的夹角. 得到三维接收线圈模型在各种姿态下的总投影面积, 等同于理论接受能量, 如图 6 所示.

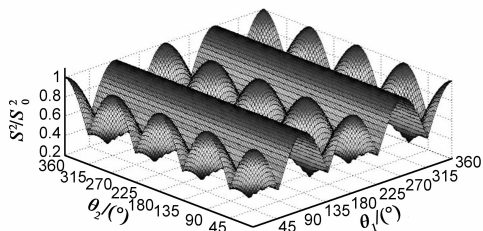


图6 三维接收线圈空间各姿态投影面积

在弱耦合情况下, 耦合效率取决于接收端的电路结构, 针对图像胶囊的参数要求, 其等效负载远大于接收线圈内阻, 采用并联谐振电路结构.

3 图像传感器电路设计

本设计采用可以实时采集图像的微型图像传感器

OV6920. 引脚 AVDD 接 3.3V 的直流供电电压, 在 XCLK1 引脚接入晶振, 其他引脚为默认值, 可以实现图像传感器的低功耗工作, 在 VTO 引脚输出 NTSC 制式的复合视频信号. 图像传感器电路设计如图 7 所示.

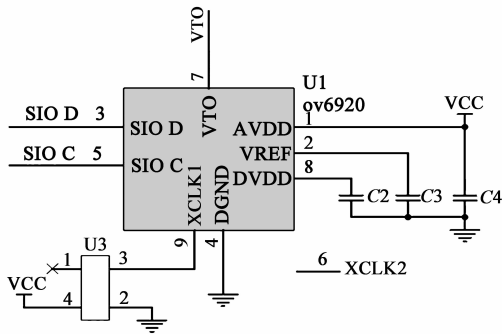


图7 图像传感器电路图

在用于胶囊之前, 需要对图像传感器的供电电压进行确定, 以降低图像传感器电路的能量消耗, 按照上述电路在通用板上焊接测试电路, 做出原理性实验板, 当图像传感器接入 3.3V 时, 图像传感器正常工作, 逐渐降低 AVDD 的值, 当其值降到 2.4V 时, 图像传感器停止工作, 为了保证工作稳定, 所以图像传感器的供电电压采用 2.5V.

4 无线发射电路设计

无线发射模块是图像胶囊内窥镜中重要的一环, 其关键在于图像传输的质量、射频发射电路的尺寸和功耗是否符合要求.

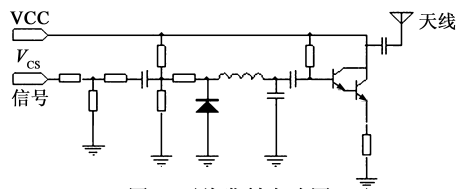


图8 无线发射电路图

如图 8 所示, 无线发射电路的电路图, 采用的是两级放大器的集电极调制模式. 其原理为信号依次通过分压、滤波、稳压和放大电路, 将图像信号从发射端发送出去.

根据胶囊内窥镜的外形设计, 将无线发射电路的 PCB 设计为直径为 10mm 的圆形, 根据电路设计, 无线发射电路的工作频率为 1GHz.

在使用之前, 同样需要对无线发射电路的供电电压进行确定, 以降低无线发射模块的功率消耗. 按照上述电路图, 焊接无线发射模块, 将供电电压从零开始变化, 用频谱仪捕捉其信号. 当供电电压在 2.4V ~ 7.5V 时, 频谱仪可以捕捉到清晰的信号, 在这个范围之外, 频谱仪捕捉不到无线发射模块的信号. 为了电路简单和降低功耗, 和图像传感器电路一样, 无线发射电路的

供电电压也采用 2.5V.

5 实验

5.1 低功耗实验

将图像传感器电路和无线发射电路连接起来,采用直流稳压电压供电,给图像传感器模块和无线发射电路接入 2.5V 电源,两模块负极接地,连接系统开始工作,用高精度电流表测得电路总电流为 24.7mA,可以得到图像传感器电路和无线发射电路的整体功耗为:

$$P = 2.5V \times 24.7mA = 61.75mW < 65mW$$

5.2 发射线圈实验

以直径为 400mm 的 ABS 圆筒为骨架,采用利兹线绕制发射线圈,形成 $\Phi 400mm \times 200mm$ 的均匀交变磁场为工作区域.表 1 所示为在特定支架上绕制的双螺线管能量发射线圈的参数.

表 1 双螺线管线圈参数

参数	数据
线圈直径(mm)	400
单个线圈宽度(mm)	55
单个线圈匝数	20
线圈间距(mm)	200
导线类型	0.1mm×180股,漆包线

为了验证双螺线管能量发射线圈设计的合理性,将绕制好的线圈放入磁通密度测量平台中进行实际测量,如图 9 所示.

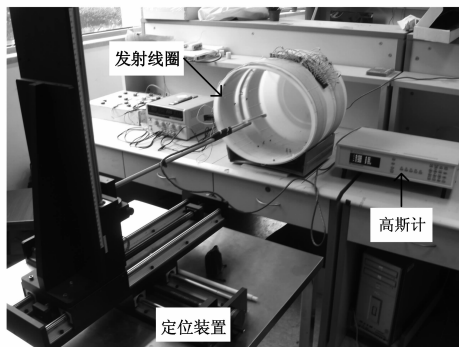


图9 磁通密度测量平台

用恒压电源给发射线圈通电,利用带有探头的滑动导轨定位平台,测量发射线圈内部和边缘的磁通密度分布,将得到的测量数据用曲面图显示,如图 10 所示.

通过曲面图可以看出双螺线管线圈的边缘的磁通密度尖峰较为平缓,而且在双螺线管线圈中间有较大的磁通密度相对均匀的区域,从而提高了能量接受的稳定性.

5.3 系统动物实验

在 6.3mm×6.3mm×6.3mm 的磁芯上绕制 10 股的漆包铜线,形成 $\Phi 10mm \times 10mm$ 的三维接收线圈,每维

总面积约为 1056mm².连接整流稳压电路后,连接到图像传感器电路和无线发射电路上,组装成完整的图像胶囊内窥镜.将制作完成的图像胶囊内窥镜样机植入猪的肠道,如图 11.将发射线圈套在猪的腹部,并不让猪的身体接触发射线圈内壁.

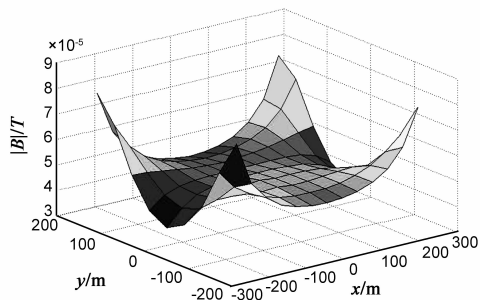


图10 发射线圈磁场分布曲面图



图11 胶囊植入手术

启动发射线圈控制和驱动电路,将发射电流调至 0.8A,发射频率调至 218KHz,低功耗的图像胶囊内窥镜开始工作,系统可以采集到清晰地猪大肠肠壁图像,通过无线发射电路发送至外部便携式接收装置,将图像信息保存下来以便医生通过图像信息做出正确的诊断.如图 12 所示.



图12 采集到的肠壁图像

由于频率选择适当,控制信号和图像信号均未被发射磁场干扰.由此证明,无线能量传输系统可以为低功耗的图像胶囊内窥镜提供足够的能量,保证图像胶囊内窥镜的正常运行.

6 结论

本文通过对无线能量传输系统、图像传感器电路

和无线发射电路的设计和实验研究,设计了一种基于 CMOS 图像传感器 OV6920 的微尺寸、低功耗、无线供能的图像胶囊内窥镜,该设计包括镜头、照明单元、图像传感器电路和无线发射电路.按照设计制作图像胶囊内窥镜样机,动物肠道采集到猪大肠的肠壁图像信息.从而实现了消化道疾病诊疗内窥镜的低功耗和微型化,对现有的消化道疾病诊疗系统及其供电技术产生深刻的变革,很好地推进了无线能量传输技术、无创无痛消化道图像信息的采集和诊断技术的发展.为消化道疾病的提供了一种有效的诊疗方法.

参考文献

- [1] G Iddan, G M, A Glukhovsky, P Swain. Wireless capsule endoscopy[J]. Nature, 2000, 405(205): 417.
- [2] P Swain, G I, G Meron, et al. Wireless capsule endoscopy of the small-bowel: Development, testing and first human trials [J]. Biomonitoring and Endoscopy Technologies, 2001, 29(1): 19 - 23.
- [3] 刘建青, 黄平. 基于 OV6920 体内无线窥视胶囊设计与实验研究[J]. 机械设计与制造, 2010, (6): 183 - 185.
Liu Jianqing, Huang Ping. Study on the design and experiment of wireless endoscopy in body based on OV6920[J]. Mechanical Design and Manufacturing, 2010, (6): 183 - 185. (in Chinese)
- [4] 崔捷浩, 王文兴, 姜萍萍, 等. 无线胶囊内窥镜便携式研究[J]. 电子测量技术, 2010, 33(2): 8 - 11.
Cui Jiehao, Wang Wenxing, Jiang Pingping, et al. Research of portable wireless capsule endoscopy system [J]. Electronic Measurement Technology, 2010, 33(2): 8 - 11. (in Chinese)
- [5] 赵杰, 李华峰. 胶囊内窥镜[J]. 数字技术与应用, 2011, (11): 38.
Zhao Jie, Li Huafeng. Capsule endoscopy [J]. Digital Technology and Application, 2011, (11): 38. (in Chinese)
- [6] 顾卫忠. 无线胶囊内窥镜的研究进展和讨论[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(8): 60 - 63.
Gu Weizhong. The research progress and discussion of wireless capsule endoscopy [J]. China Medical Equipment, 2011, 26(8): 60 - 63. (in Chinese)
- [7] 潘国兵, 颜国正, 邱祥玲. 基于 JPEG 图像的无线胶囊内窥镜的设计[J]. 高技术通讯, 2010, 20(1): 89 - 93.
Pan Guobing, Yan Guozheng, Qiu Xiangling. Design of a JPEG-based wireless capsule endoscope [J]. High Technology Letters, 2010, 20(1): 89 - 93. (in Chinese)
- [8] 马莹, 马彩虹, 等. 国产 OMOM 胶囊内镜临床应用分析[J]. 延安大学学报, 2008, 6(3): 111 - 113.
Ma Ying, Ma Caihong, et al. Clinical application analysis of domestic OMOM capsule endoscopy [J]. Journal of Yanan University (Medical Science Edition), 2008, 6(3): 111 - 113. (in Chinese)
- [9] 金安琴, 黄晓俊, 等. OMOM 胶囊内镜对小肠疾病的诊断价值初步研究[J]. 临床消化病杂志, 2009, 21(1): 28 - 30.
Jin Anqin, Huang Xiaojun, et al. Preliminary research of OMOM capsule endoscopy for the diagnosis of intestinal diseases value [J]. Chinese Journal of Clinical Gastroenterology, 2009, 21(1): 28 - 30. (in Chinese)
- [10] R Carta, J Thon'e, R Puers. A wireless power supply system for robotic capsular endoscopes [J]. Sensors Actuators A, 2010, 162(2): 177 - 183.
- [11] R Carta, J Thon'e, R Puers. Wireless power and data transmission for robotic endoscopic capsules [A]. XII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2010 [C]. Greece: IFMBE Proceedings, 2010. 232 - 235.
- [12] Jia Zhiwei, Yan Guozheng. Efficiency optimization of wireless power transmission systems for active capsule endoscopes [J]. Physiological Measurement, 2011, 32(10): 1561 - 1573.
- [13] 辛文辉, 颜国正, 王文兴. 胶囊内窥镜无能量接收稳定性研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(11): 2433 - 2437.
Xin Wenhui, Yan Guozheng, Wang Wenxing. Study on stability of power receiving for capsule endoscopes [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2009, 30(11): 2433 - 2437. (in Chinese)
- [14] 贾智伟, 颜国正, 石煜, 等. 胶囊内窥镜无线能量传输系统优化设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2011, 25(12): 1060 - 1065.
Jia Zhiwei, Yan Guozheng, Shi Yu, et al. Optimal design of wireless power transmission system for capsule endoscopes [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2011, 25(12): 1060 - 1065. (in Chinese)

作者简介



刘刚 男, 1989 年 4 月出生, 山东临沂人. 2010 年于合肥工业大学获得学士学位, 现为上海交通大学硕博连读在读生, 研究方向为精密工程及生物医学工程、智能系统.
E-mail: liugang531557127@163.com



颜国正 男, 1961 年 6 月出生, 湖南益阳人. 1993 年在吉林工业大学获工学博士学位, 1995 年在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教授, 研究方向为生物医学工程. E-mail: gzhyan@sjtu.edu.cn