

基于 JPEG 图像的无线胶囊内窥镜的设计^①

潘国兵^② 颜国正 邱祥玲

(上海交通大学电子信息与电气工程学院 上海 200240)

摘 要 为了检测胃肠(GI)道疾病,设计并研制了一种新型的基于 JPEG 格式的数字式无线胶囊内窥镜(WCE)系统。胶囊内窥镜的直径为 12mm,长 28mm,非常易于吞服。胶囊内窥镜在人体肠道的蠕动作用下顺着消化道向下运动,同时获得分辨率为 320×240 的内窥镜图像,图像被压缩为 JPEG 格式后直接采用数字信号无线传出体外,无需进行 D/A 转换。数据被体外的接收盒接收存储,然后由图像分析软件进行再现、分析、诊断等处理。在用猪小肠模拟人体肠道的离体实验中,该胶囊内窥镜系统清晰地再现了猪小肠内部的图像。与基于 Bayer 格式模拟信号的胶囊内窥镜相比,数字信号抗干扰能力强,图像更加清晰,将有助于提高临床胃肠道疾病的诊断率。

关键词 无线胶囊内窥镜(WCE), 数字无线通信, JPEG 图像, 胃肠(GI)道疾病

0 引 言

胃肠(gastrointestinal, GI)道检测对于预防结肠癌、直肠癌、胃癌有重要意义^[1,2]。胃肠道检测的最好方法是直接观察病灶体。传统的插入式内窥镜(如肠镜、胃镜等)方法由于机械插入的原因无法深入肠道,使小肠部分成为检测盲区,同时插入式内窥镜使用不方便,会给病人带来疼痛,而且有肠穿孔的危险。随着半导体技术、无线通信技术、集成电路技术以及 LED 照明技术的发展,用无线胶囊内窥镜(wireless capsule endoscopy, WCE)取代传统的插入式内窥镜则成为可能。2000 年以色列 Given Image 公司发布了第一款无线胶囊内窥镜 M2A[®],并于 2001 年进行了第一例临床试验^[3,4]。胶囊内窥镜由病人吞服后,在肠道内将所得到的图像传出病人体外。整个检测过程方便、无痛、无创,而且实现了全消化道检测。正是由于这些优点,胶囊内窥镜在临床中得到了越来越多的应用^[5,6],胶囊内窥镜的研制也成为当前的研究热点。2005 年 10 月奥林巴斯公司在欧洲发布了与 M2A[®] 相似的无线胶囊内窥镜^[7],同年日本 RF System Lab 也在其网页上介绍了他们的无线胶囊内窥镜模型 Sayaka^[8],不过并未见实际产品面市和临床试验的报道。目前所有的这些胶囊

内窥镜都是将所获得的 Bayer 格式的图像转换成模拟信号后再发出体外,在接收盒中再将模拟信号转换为数字图像数据。胶囊内窥镜中的 D/A 转换一方面将消耗额外的能量,另一方面在转换过程中不可避免地会损失部分信息,而且模拟信号易受干扰。因为这些因素,已有的胶囊内窥镜不能得到质量较好的胃肠道图像,不利于后续的诊疗判断。而且 Bayer 格式的图像数据量大,传输模块负担重,限制了胶囊内窥镜朝高帧率的方向发展。Mylonaki 等人将这些胶囊内窥镜的临床效果和传统插入式内窥镜的临床效果进行了比较,得出的结论是:尽管与传统内窥镜相比胶囊内窥镜有许多突出的优点,但仍然还是一个不太成熟的技术^[9]。

本文研制了一种新型的基于 JPEG 图像格式的数字式无线胶囊内窥镜系统。该胶囊内窥镜将所获得的 Bayer 格式的图像压缩为 JPEG 格式,然后通过数字无线通信直接将数字图像传出体外,无需经过 D/A 转换。JPEG 压缩格式的图像尺寸小,易于无线传输,而且数字信号抗干扰能力强,图像在传输过程中不易失真,质量好。

1 胶囊内窥镜内的 JPEG 压缩

在基于 JPEG 图像格式的胶囊内窥镜中,RGB

^① 国家自然科学基金(30570485)和 863 计划(2006AA04Z368)资助项目。

^② 男,1978 年生,博士生;研究方向:医用微型智能系统,图像处理;联系人, E-mail: guobpan@gmail.com
(收稿日期:2008-12-22)

颜色空间按式

$$\begin{bmatrix} Y \\ Cb \\ Cr \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0.2990 & 0.5870 & 0.1140 & 0 \\ -0.1687 & -0.3313 & 0.5000 & 128 \\ 0.5000 & -0.4187 & -0.0813 & 128 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} R \\ G \\ B \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

所示的关系转换到 YCbCr 颜色空间。

与 RGB 颜色空间相似, YCbCr 的每一个分量都是一个 $M \times N$ 的二维矩阵, M 和 N 分别代表图像的宽度和高度。设 $f(x, y)$ 为转换得到的 YCbCr 颜色空间中的图像矩阵, 将其进行离散余弦变换(discrete cosine transformation, DCT)得到频域内的图像矩阵 $F(\mu, \nu)$ 。矩阵 $F(\mu, \nu)$ 的各元素可由式

$$\begin{aligned} F(0, 0) &= \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) \\ F(\mu, 0) &= \frac{\sqrt{2}}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) \cos \frac{(2x+1)\mu\pi}{2N} \\ F(0, \nu) &= \frac{\sqrt{2}}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) \cos \frac{(2y+1)\nu\pi}{2N} \\ F(\mu, \nu) &= \frac{2}{N} \sum_{x=0}^{N-1} \sum_{y=0}^{M-1} f(x, y) \cos \frac{(2x+1)\mu\pi}{2N} \cos \frac{(2y+1)\nu\pi}{2N} \end{aligned} \quad (2)$$

得到。

在 $F(\mu, \nu)$ 矩阵中, 低频分量集中在矩阵的左上角, 高频分量分布于右下角。而图像的主要信息都集中在低频分量中^[10]。所以选择合适的量化表对矩阵右下角的高频分量进行量化, 经过量化处理后在 $F(\mu, \nu)$ 矩阵右下角的元素大量被量化为 0, 于是高频信息被压缩了。然后对 $F(\mu, \nu)$ 矩阵的元素按 Z 字形排列(图 1), 这样可以得到大量的连续的 0 序列, 便于对 $F(\mu, \nu)$ 矩阵进行行程编码。经

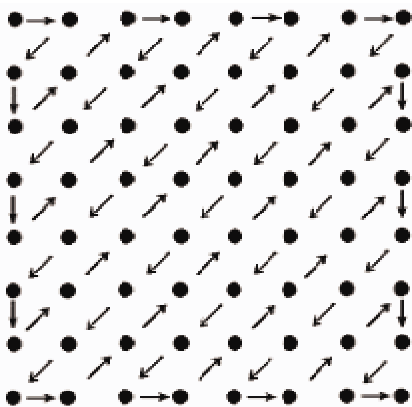


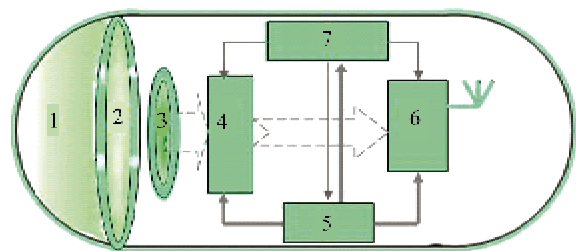
图 1 Z 字形排序序列

过行程编码后再经过哈夫曼(Huffman)熵编码就得到 JPEG 图像。在 JPEG 图像的压缩过程中, 胶囊内窥镜的控制模块可通过控制量化表来选择图像的压缩率。量化表元素越大则压缩率越大, 则 JPEG 格式的图像数据越小。但是压缩率太大会降低图像的质量, 所以选择合适的量化表非常关键。经过反复实验比较, 合适的压缩率为 16:1, 最终的 JPEG 图像尺寸在 15kb 左右。

2 胶囊内窥镜系统设计

2.1 胶囊内窥镜的结构

胶囊内窥镜是无线胶囊内窥镜系统的关键组成部分, 主要由 7 个功能模块组成, 其结构框图如图 2 所示。上节所述的 JPEG 图像压缩引擎被集成在一颗微型互补金属氧化物半导体(CMOS)图像传感器内, 如模块 4 所示。模块 1 为玻璃罩, 它由高透射率的有机玻璃制成。在胶囊通过人体肠道时, 该玻璃罩可以撑开肠道, 避免了在检测时必须为肠道充气。模块 2 为白光照明模块, 由 4 个均匀安装在玻璃罩圆周上的 LED 组成。模块 3 是一个短焦距镜头, 可将胃肠道的反射光成像在模块 4 的 CMOS 图像传感器感光面上。照明模块的 4 颗 LED 规律地闪烁照亮人体胃肠道, 每当 LED 被点亮一次, 图像传感器通过短焦距镜头获得一幅图像。图像传感器所获得图像为 Bayer 格式的原始数据, 控制模块控制 JPEG 压缩引擎将 Bayer 格式的数据压缩成 JPEG 图像。然后 JPEG 格式的图像数据被写入模块 6——低功耗数字式无线发射模块。在胶囊内部图像数据无需转换为模拟量, 直接由数字模块发射出体外并被体外无线接收装置接收并存储。无线发射模块主要由低功耗单片超高频(ultra high frequency, UHF)收发芯片 CC1100 组成。控制模块 5 控制着胶囊内窥镜所



1: 玻璃罩 2: LED 照明模块 3: 短焦距镜头 4: CMOS 图像传感器
5: MCU 控制模块 6: RF 发射模块 7: 电源模块

图 2 无线胶囊内窥镜结构原理框图

有模块的协调工作。所有模块由一颗锂离子电池供电,锂离子电池、磁开关和电压转换器共同构成了电源模块 7。

通过编程,控制模块 5 选择图像分辨率为 320×240 ; JPEG 图像压缩率为 16:1; 数字无线发射模块工作频率为 433MHz; 发射功率为 -30dBm ; 发射速率为 250kbps。待控制程序烧录进控制单元后,所有的模块就组成了 JPEG 图像格式的无线胶囊内窥镜,如图 3 所示。胶囊内窥镜的外径为 12mm,长为 28mm,非常易于病人吞服。

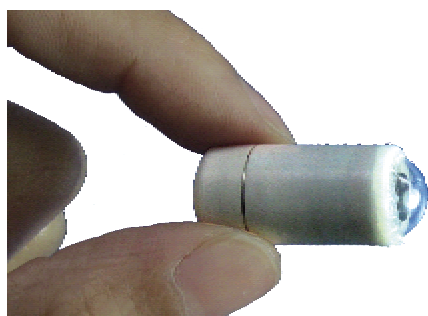


图 3 无线胶囊内窥镜

2.2 胶囊内窥镜系统及其工作原理

无线胶囊内窥镜系统由胶囊内窥镜、接收盒、图像工作站以及图像处理软件等四部分组成,如图 4 所示。

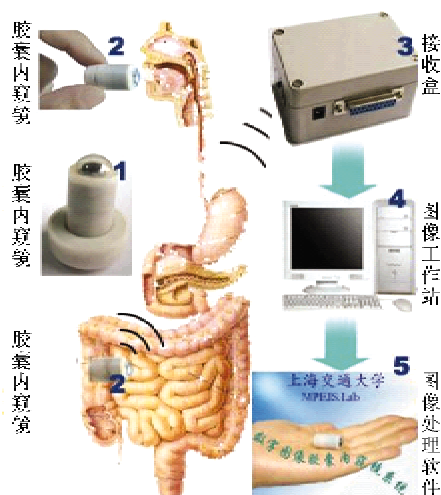


图 4 胶囊内窥镜工作流程

其中胶囊内窥镜被置于环形永磁体中保存,如图 4 第 1 部分所示。当被从磁场中取出后,磁开关闭合,胶囊内窥镜便开始工作。病人吞服后在人体胃肠道蠕动的作用下内窥镜顺着消化道向下运动。在运动

过程中,玻璃罩撑开肠道并紧贴肠壁,白光 LED 规律间断性地照亮视场内的肠壁,当 LED 点亮一次,CMOS 图像传感器通过短焦距镜头获得一幅图像。紧接着 LED 关闭以节省电能,同时压缩引擎将原始图像数据压缩为 JPEG 图像,然后启动数字无线发射模块将数据发射出体外。LED 再次点亮开始新的工作循环,这样胶囊内窥镜持续地将胃肠道图像传出体外,直到由肛门自然排出体外。整个过程无需人工干预,不会为病人带来任何疼痛与不便,而且不存在检测盲区,实现了无痛无创全消化道检测。体外接收盒(如图 4 第 3 部分所示)固定于病人的皮带上,将接收到的数据存储在接收盒中,当检测结束后,数据被导入图像工作站(如图 4 第 4 部分所示)由图像处理软件解码显示并分析,如图 4 第 5 部分所示。

3 实验和分析

由于 JPEG 图像压缩格式的特性,传输过程中任何一个错误数据影响的不仅仅是一个像素,而可能是一块区域的图像甚至是整幅图像。因此胶囊内窥镜的无线通信模块的稳定性对图像的质量以及能否解码再现至关重要,所以在组装胶囊内窥镜前我们首先对无线发射模块的性能进行了测试。通过编程,控制模块循环地向发射模块写入 0 到 255 规律的数据序列,然后数据序列被无线发射并由接收盒接收。同时控制模块设定发射模块的发射功率为 -30dBm ,数据传输率被设为 250kbps,而接收盒被放置在 7m 远的地方。测得发射模块平均功耗为 $11.7\text{mA} \times 2.5\text{V}$ 。由于接收的数据是规律的数据序列,通过对比分析可以很容易发现错误与丢失的数据,进而算出误码率;同时通过示波器监测模块输出端引脚的变化测试发射时间,可以计算出其实际发射速率。统计结果如表 1 所示。

表 1 通信模块速率与误码率

No.	距离(m)	天气	误码率(%)	传输率(kbps)
1	5	晴	0.01	110
2	7	晴	0.05	110
3	5	雨	0.2	110
4	7	雨	0.9	110

从表中可以看出,在 7m 范围内,误码率基本不受传输距离的影响,但受天气的影响非常明显,天气

晴朗时误码率较低,大部分时间是 100% 正确接收不出错,但阴雨天气时误码率明显上升。这是因为无线通信系统在空气干燥时通信距离较远,空气潮湿时特别是雨雪天气通信距离较近,在此情况下可以通过增大发射功率来改善。其次,实际测得的数据传输速率仅为 110kbps,远小于发射模块的设定值 250kbps。这是因为控制单元(micro controller unit, MCU)的主频较低,向发射缓存器写入数据包的时间较长,发射模块发送完一个数据包后需要等待较长的时间才能进入下一数据包的发射。显然提高控制单元的主频可以减少发射模块的等待时间进而提高有效的发射速率,但提高 MCU 的主频会大幅增加控制模块的耗电量,这就违背了低功耗的原则。

在离体实验中我们利用猪小肠对图 3 所示的胶囊内窥镜样机进行了测试。将启动工作的胶囊内窥镜放入洗净的猪小肠内,再在其上覆盖 6cm 厚的猪肉,并将接收盒放在相距 5m 的地方,我们得到了如图 5 所示的非常清晰的猪小肠内部图像。

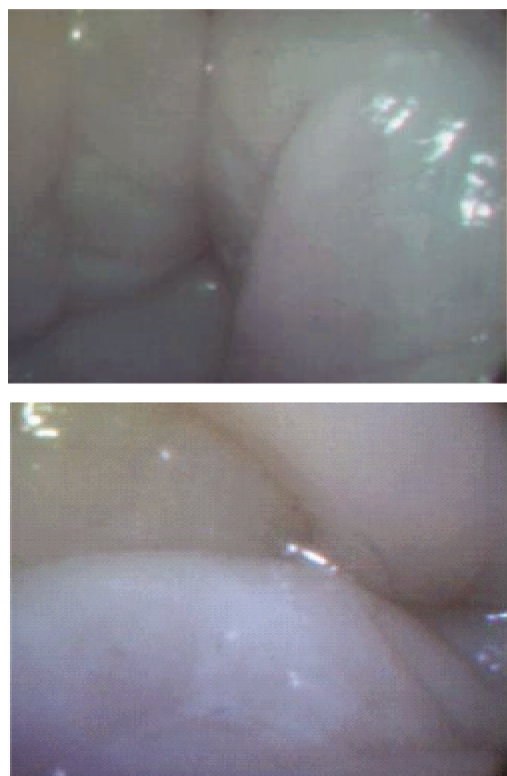


图 5 猪小肠图像

除去 JPEG 图像的头文件,每幅图像的尺寸为 15kb 左右,大大低于原始 75kb 数据的尺寸。实验测得发射模块的平均功耗为 $2.8\text{mA} \times 2.5\text{V}$,远低于发射模块测试时的 $11.7\text{mA} \times 2.5\text{V}$ 。这是因为在发射

模块性能测试的实验中发射模块一直工作着,而在胶囊内窥镜中当图像传感器工作时,发射模块被置于休眠状态以节省能量。而且 JPEG 格式的图像数据量小,发射模块的待发射的数据量也就减小了,在发射过程中可以休眠更长的时间以节省能量。发射模块直接将数字格式的 JPEG 图像发射出去,省去了 D/A 转换的过程,也节省了 D/A 转换的能量。而且与模拟信号相比,数字信号抗干扰能力更强,传输中信号不易失真,图像质量好。帧率为 2f/s 时,由电池供电的情况下胶囊内窥镜能有效工作 5h。

4 结论

本文研制了一种基于 JPEG 图像格式的胶囊内窥镜系统,系统包括胶囊内窥镜、体外接收盒、工作站以及应用软件等四部分。胶囊内窥镜外径仅 12mm,长为 28mm,非常易于吞服。在胶囊内所获取的 Bayer 格式的原始图像数据被压缩为 JPEG 图像,而且通过控制量化表可以改变压缩率。压缩后的图像直接被数字式无线通信模块传输出体外,无需经过 D/A 转化,不仅节省了 D/A 和 A/D 的两次转换,而且数字信号抗干扰能力强,图像质量更好。胶囊无线发射模块的发射功率为 -30dBm ,图像分辨率为 320×240 ,压缩率为 16:1,帧率为 2f/s。在离体实验中胶囊内窥镜成功地传出了猪小肠的 JPEG 图像,并被接收盒接收并显示。每幅图像尺寸为 15kb 左右,远小于 Bayer 格式的原始数据图像。平均误码率仅 0.5%,传输模块功耗为 $2.8\text{mA} \times 2.5\text{V}$ 。综上所述,基于 JPEG 图像格式的胶囊内窥镜所获得的图像质量好,性能更加优越,适合人体胃肠道疾病的检测。

参考文献

- [1] Queen Elizabeth Hospital. Highlights on Cancer Statistics 2000. Hong Kong, China: The Hong Kong Cancer Registry, 2003.3-5
- [2] He W H, Yan G Z, Jiang P P, et al. A novel localization method for noninvasive monitoring capsule. *High Technology Letters*, 2006, 12(3):255-259
- [3] Iddan G, Meron G, Glukhovskiy A, et al. Wireless capsule endoscopy. *Nature*, 2000, 405(6785): 417-418
- [4] Swain P, Iddan G, Meron G, et al. Wireless capsule endoscopy of the small-bowel: development, testing and first human trials. *Biomonitoring and Endoscopy Technologies*, 2001, 4158:19-23

- [5] Chan F S, Chu K M. Capsule endoscopy for gastrointestinal bleeding of obscure origin. *Asian Journal of Surgery*, 2008, 31(2):96-99
- [6] Canlas K R, Dobozi B M, Lin S, et al. Using capsule endoscopy to identify GI tract lesions in cirrhotic patients with portal hypertension and chronic anemia. *Journal of Clinical Gastroenterology*, 2008, 42(7):844-848
- [7] Olympus Company. Olympus launches high-resolution capsule endoscope in Europe. <http://www.olympus-global.com/en/news/2005b/nr051013capsle.cfm>. Olympus Company, 2005
- [8] RF System Lab. The next generation capsule endoscope. <http://www.rfamerica.com/sayaka/index.html>; RF System Lab, 2008
- [9] Mylonaki M, Ravens A, Swain P. Wireless capsule endoscopy: a comparison with push enteroscopy in patient with gastroscopy and colonoscopy negative gastrointestinal bleeding. *Gut J*, 2003, 52:1122-1126
- [10] 冈萨雷斯. 数字图像处理. 第二版. 北京: 电子工业出版社, 2006. 395-412

Design of a JPEG-based wireless capsule endoscope

Pan Guobing, Yan Guozheng, Qiu Xiangling

(School of Electronic, Information and Electrical Engineering, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200240)

Abstract

For diagnosis of gastrointestinal (GI) tract diseases, the authors designed and developed a novel type of JPEG-based wireless capsule endoscopy (WCE) system. This wireless capsule endoscope is 12mm in diameter and 28mm in length, which is small enough to be easily swallowed. After being swallowed, the capsule endoscope travels down through the GI tract and has the abilities to take WCE images with the resolution of 320×240 , compress them into JPEG form, and transmit digitally the compressed images outside of the patient's body, without D/A signal transformation. The images are received and stored by the receiving box, and shown by the software application. In the vitro experiments, the WCE produced clear digital JPEG images of the pig small intestine. Because of the strong anti-interference ability, the digital JPEG images are clearer than the Bayer images and will help to improve the diagnoses of GI tract diseases.

Key words: wireless capsule endoscopy (WCE), digital wireless communication, JPEG image, gastrointestinal (GI) tract disease