

초소형 무선 내시경용 FSK 송신기 설계 및 제작

Design and Fabrication of FSK Transmitter for Miniaturized Wireless Endoscope

장경만 · 문연관 · 류원열 · 윤영섭 · 조진호* · 최현철

Kyung-Man Jang · Yeon-Kwan Moon · Won-Yeol Ryu · Young-Seop Yoon · Jin-Ho Cho* · Hyun-Chul Choi

요 약

초소형 무선내시경은 CMOS Image sensor, FPGA, LED, Battery, DC to DC Converter, Antenna 그리고 송신기로 구성되어 있다. 최대 전자파 노출규제, 시스템크기, 전력소모, 선형성 및 변조방법 등을 고려하여 지름 10 mm, 두께 2.3 mm인 FSK 송신기를 설계, 제작 및 측정하였다. 제작된 송신기는 1.2 GHz 대역에서 동작하며, -3.67 dBm의 출력전력, -99 dBc/Hz(@100 kHz offset)의 위상잡음, -20.17 dBc의 고조파 억압을 나타내었다. 동물실험에서 제작된 무선내시경용 FSK 송신기는 만족할만한 성능을 나타내었다.

Abstract

The miniaturized wireless endoscope consists of CMOS Image sensor, FPGA, LED, Battery, DC to DC Converter, Antenna and Transmitter. FSK transmitter is designed and fabricated with 10 mm(diameter)×2.3 mm(thickness) dimension considering the maximum permission exposure(MPE), system size, power consumption, linearity and modulation method. Experimental results is -3.67 dBm output power level, 20 MHz frequency deviation, and -99 dBc/Hz(@100 kHz offset) phase noise at 1.2 GHz. From the *in-vivo* experiment, the designed FSK transmitter has a acceptable capability for wireless endoscope.

Key words : Miniaturized Wireless Endoscope, FSK Transmitter

I. 서 론

캡슐형 무선 내시경은 기존 내시경 방식에서 느끼는 불편함과 달리 알약형태로 시술이 쉬우며 양질의 영상을 얻고 인체내부 상태를 정확히 알 수 있어 시술에 많은 도움이 될 것으로 예상된다. 현재 Israel의 Given Image사에서 제작한 'M2A'는 인체 내부의 영상을 촬영하여 허리에 차고 있는 외부 수신기에 송신하고, 이를 녹화하는 방식의 무선내시경을 제작하여 시술에 사용되고 있으며, 일본의 RF Norika에

서도 배터리가 없는 무선 내시경을 개발하였다고 발표하였다. 현재 국내에서는 인체 내부에서 영상을 촬영하여 외부로 전송하고, 외부 제어에 의한 의료 시술까지 할 수 있는 초소형 지능형 무선 내시경을 개발 중에 있다^{[1]-[3]}. 이러한 초소형 무선내시경의 개발은 환자로 하여금 인체내부 상태를 정밀하게 조기 진단할 수 있어 앞으로 의료진단에 획기적인 변화를 가져 올 것이다. 초소형 무선내시경에서 RF 시스템은 양질의 영상신호를 전송할 수 있는 송신기 및 전송된 신호를 수신하는 수신기로 구성이 된다.

「본 논문은 과학기술부 21세기 프론티어 연구개발사업인 지능형 마이크로시스템 개발사업으로 수행한 연구결과임.」

경북대학교 전기전자공학부(School of Electronic and Electrical Engineering, Kyungpook National University)

*경북대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Kyungpook National University)

· 논문 번호 : 20030524-07S

· 수정완료일자 : 2003년 7월 30일

초소형 무선내시경은 인체내부에서 동작하는 시스템이므로 알약크기의 매우 작은 크기가 요구되며, 8 시간 동안 동작해야 하는 내시경에 필요한 전력으로 배터리를 전원으로 사용하기 때문에 저전력으로 설계해야 한다. 본 논문에서는 신호처리 및 구성이 간단한 FSK 변조 방식을 사용하였으며, 초소형 무선내시경의 인체에 대한 전자파 규제와 원활한 송수신을 고려하여 시스템 규격을 제안하였고, 그에 따른 1.2 GHz 대역 초소형 무선 내시경용 FSK 송신기를 설계 및 제작하였다.

II. 초소형 무선내시경의 구성과 FSK 송신기의 규격

영상을 전송하는 캡슐형 무선내시경 시스템은 그림 1과 같이 인체내부 영상획득을 위한 CMOS Image sensor 및 LED, 이미지 센서로부터 얻어지는 병렬데이터를 직렬데이터 변환하여 송신기에 전달하는 FPGA, 송신기의 안정성 및 LED 전원 공급을 위한 DC to DC Converter, 각 소자에 전원을 공급할 Battery, 체외로 정보를 전달할 Transmitter와 Antenna로 구성되어 있다. 현재 연구중인 초소형 캡슐형 무선내시경은 구조가 간단하고 성능이 우수한 송·수신기 설계가 요구된다. 무선내시경용 송신기를 설계하기 위해 결정해야 할 사항은 전자파의 인체에 대한 영향 및 인체내의 감쇠량, 시스템 전력소모, 인접주파수와의 간섭, 전체 시스템의 크기, 회로의 복잡성, 신호 대 잡음비 등을 고려한 변복조 방식 등이 있다. 무선 내시경용 송신기는 이러한 인체 내부에

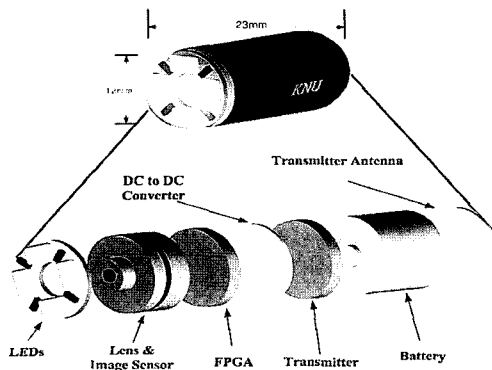


그림 1. 무선 내시경의 구성도
Fig. 1. Prototype of miniaturized wireless endoscope.

서의 무선 신호의 특성과 신호의 대역폭을 고려하여 설계하여야 한다.

2-1 전자파 방사 규제

전자파 노출에 대한 인체 보호기준은 미국, 일본, 유럽 등지에서는 수년전부터 전자기장 노출에 관한 지침 및 권고안을 정해서 이를 시행해오고 있으며, 우리나라에서는 국제 비전리 방사선 보호위원회(ICNIRP)의 기준을 토대로 1999년 5월 「전자기장 노출에 대한 인체보호기준」을 마련하였다^[4]. 이러한 규제치의 기준이 RF대역에서는 SAR(Specific Absorption Rate)에 의해 이루어지고 있다. 현재 SAR는 이동통신 단말기에서 나오는 전자기장으로부터 인체의 머리 부분에 흡수되는 조직의 단위질량당 전자파 에너지 흡수율에 대한 최대치를 1.6 W/kg으로 규정하고 있다. 휴대폰 출력전력이 600 mW일 경우 SAR 값이 최대 1.4 W/kg으로 나타났으며, 전자파 흡수율은 출력전력에 비례하므로 600 mW에 비해 출력전력이 낮은 값으로 출력레벨을 제한해야 한다^[5]. 그러나 SAR 기준만으로는 인체내부에 들어가는 초소형 무선 내시경에 적용하기는 어려우므로 최대 전자파 노출 규제치 값을 사용하여 인체보호 기준에 적용하여야 한다. 그림 2는 FCC(연방통신위원회), IEEE(미국전자전기학회), ICNIRP(국제 비전리 방사선 보호위원회)의 직업인들을 위한 최대 전자파 노출 규제치 들을 비교하고 있다.

세 가지 규제들 중에서 ICNIRP의 규제 값이 가장 엄격한 제한을 하고 있음을 알 수 있으며, 국내 규제의 경우 ICNIRP의 규제를 따르고 있다. 이러한 규제는 주로 두 가지 기준에 맞춰 제한을 두고 있는데,

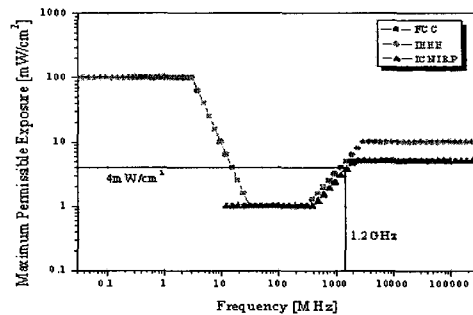


그림 2. 최대 전자파 노출 규제치
Fig. 2. Maximum permissible exposure.

자신이 전자파에 노출되고 있다는 사실을 모르는 일반인들(uncontrolled case)을 위한 제한과, 자신의 노출위험을 알고 있는 직업인 및 의료행위를 받는 사람들을 위한 경우(controlled case)의 제한이 있다. 현재 무선 내시경에 적용을 한다면, 직업인 및 의료 행위를 받는 사람들을 위한 제한을 적용해야 할 것이다.^{16)~19)}

그림 2에서와 같이 10~2000 MHz 대역에서는 최소 1 mW/cm²에서 최대 10 mW/cm²의 전력을 허용한다. 이러한 기준은 인체외부에서의 전자파 영향을 규제한 것이며, 인체내부에서 사용되는 초소형 무선 내시경에 적용하기에는 위험 부담이 있다. 따라서 인체 내부에서 적용할 수 있는 다른 규제가 필요하지만, 정해진 규제는 아직까지 없다. 본 논문에서는 인체 외부 전자파 방사량 규제들 중에서 가장 엄격한 ICNIRP의 규제를 기준으로 하여 최대 방사량을 제한하였고, 외부 규제를 기준으로 인체내 감쇠량을 고려하여 인체 내부에서의 방사량을 제한하였다.

2-2 안테나 크기

초소형 무선 내시경에 적용되는 안테나는 인체내부의 어떤 위치에서도 촬영된 정보를 원활하게 전송하기 위해 전방향 특성을 나타내어야 한다. 특히 송신기의 크기 제한으로 사용되어지는 안테나는 송수신 각각에 맞는 안테나를 설계하여야 한다. 본 연구에서 사용되는 안테나는 소형 멀티 루프 안테나로 직경이 9 mm 이하로 설계되어야 하고, 송신 신호 대역폭을 충분히 포함할 수 있어야 한다. 소형 안테나는 사용되는 주파수에 비해 $\lambda/10$ 이하로, 사용되는 주파수의 자방에 비해 크기가 작은 안테나를 의미한다. 따라서, 송신 대역폭을 만족하면서 작은 크기로 안테나를 구현하기 위해서는 주파수가 클수록 좋다.

2-3 주파수 대역

표 1은 시스템 규격 설정시 고려해야 할 사항을 주파수 대역별 비교분석한 결과이다. 본 논문에서는 전자파의 인체조사 규정, 인체내의 감쇠량, 인접주파수와의 간섭, 변조방식 및 모듈의 크기, 안테나 크기 등을 고려하여 체내 송신기의 주파수 대역을 1.2 GHz 대역으로 설계하였다.

표 1. 주파수 대역별 특성 비교

Table 1. Comparison of characteristic of frequency band.

Frequency	400 MHz Range	900 MHz Range	1200 MHz Range	2400 MHz Range
Safety Level	Worst	Good	Good	Best
MPE[dBm]	1.25	4.78	6.02	6.99
MPE[mW/cm ²]	1.33	3	4	5
Attenuation	Best	Good	Good	Worst
15cm Body Attenuation[dB]	15.888	20.933	24.174	41.465
Tx. Output Power,max (Antenna loss)	-14.638	-16.143	-18.154	-35.475
Availability	ISM Band	ISM Band		ISM Band
Interference Sources	Alarm	W-LAN, Cellular		W-LAN, oven
Power Transmission	Best	Good	Good	Worst
Antenna [9 mm × 9 mm]	Unfit	Fit	Fit	Fit

2-4 송신 전력

무선 내시경의 송신전력은 인체의 전자파 감쇠량과 전자파의 인체 조사 규정 등을 고려하여 전자파 인체 규정을 초과하지 않는 범위에서 인체를 투과하여 수신기에서 수신 가능한 레벨의 신호를 송신하여야 한다. 1.2 GHz 대역에서 최대 전자파 노출 규제치 (6.02 dBm), 수신기의 최소수신전력 레벨(약 -77.3 dBm), 인체의 전자파 감쇠량(약 30 dB), 안테나 손실(약 20 dB)을 고려하여 송신기의 출력 전력을 약 0 dBm으로 설계하였다.

2-5 변조 방식

아날로그통신에 비하여 디지털통신 시스템은 넓은 주파수대역을 요구하지만 신호처리가 용이하면서 통신로에서 발생하는 외부 잡음 및 페이딩(fading)에 강하고 고품질의 신호전송을 확보할 수 있다. 디지털 통신 방법 중에서 등진폭(Constant Envelope) 특성이 우수하여 다른 변조 방식에 비해 비선형성에 강하고, 전송신호의 품질을 확보하고, 신호처리 및

시스템 구현이 간단한 FSK(Frequency Shift Keying) 변조 방식을 사용하였다^[9].

Ⅲ. 초소형 무선 내시경용 FSK 송신기 설계 및 제작

캡슐형 무선내시경용 송신기는 초소형으로 제작되어야 하므로 그림 3의 FSK 송신기 블록도와 같이 회로의 간략화가 매우 중요하다. Image Sensor의 병렬디지털 데이터는 FPGA에서 직렬데이터로 변환되어, 4 Mbps의 전송속도로 송신기에 신호가 입력된다. 입력된 신호는 송신기에 의해 FSK 변조되어 소형 멀티 루프 안테나를 통해서 무선 전송되어진다. 본 논문에서는 시스템의 크기를 고려해서 마이크로 스트립 형태의 공진소자를 내장한 전압 제어 발진기와 출력 및 특성 안정화를 위한 완충 증폭기를 사용하여 10 mm(diameter)×2.3 mm(thickness)의 송신기를 제작하였다. 소형화를 위해서 인덕턴스를 마이크로 스트립라인으로 구현하였고, 공진기의 캐패시턴스를 제어전압에 따라 가변시킬 수 있도록 바랙터 다이오드를 이용하여 1.2 GHz 대역의 VCO를 설계 제작하고 측정하였다. 또한 소형, 저전력화함에 따라 공진기의 Q값이 떨어지며, 이에 따라 발진기의 위상잡음 특성이 나빠지므로 회로소자들의 layout을 고려하여 Q값이 최대가 되게 함으로써 발진기의 위상잡음 특성을 최대로 할 수 있도록 설계 제작하고 측정하였다.

완충 증폭기는 출력파워를 증폭하는 역할 및 출력단의 임피던스 변화로 인한 발진기의 발진 주파수의 변화를 막는 역할을 한다. 제작된 완충 증폭기는 5 dB의 이득과 -27 dB의 Isolation 특성을 나타내었다. 그림 4에 송신기 회로도도를 나타내었다. 체내 송신기는 VCO와 완충증폭기로 구성되며 Direct con-

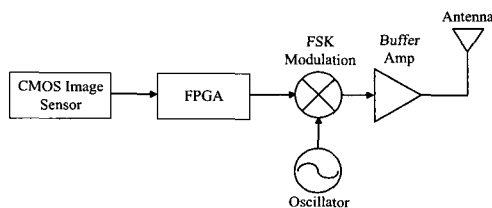


그림 3. RF 송신기 블록도
Fig. 3. Block diagram of RF transmitter.

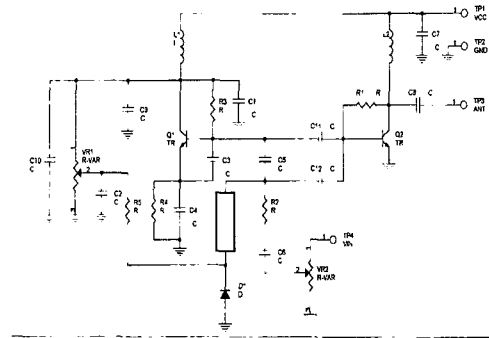


그림 4. FSK 송신기 회로도
Fig. 4. The schematic of FSK Transmitter.

version FSK 변조 방식을 이용하였다. 제작된 송신기는 $V_{ce}=2\text{ V}$, $I_c=7\text{ mA}$ 의 바이어스로 동작한다. 그림 5는 제작된 송신기이며 전체크기는 10 mm(diameter)×2.3 mm(thickness)이다. 그림 6, 7 및 그림 8은 각각 제작된 송신기의 출력파워, 위상잡음, 고조파 특성을 나타내었다. 측정결과 송신기는 -3.67 dBm의 출력 전력과, 1224~1244 MHz의 주파수 변위를 나

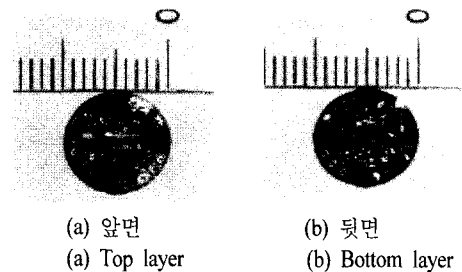


그림 5. 제작된 송신기의 앞면 & 뒷면
Fig. 5. Fabricated transmitter top layer and bottom layer.

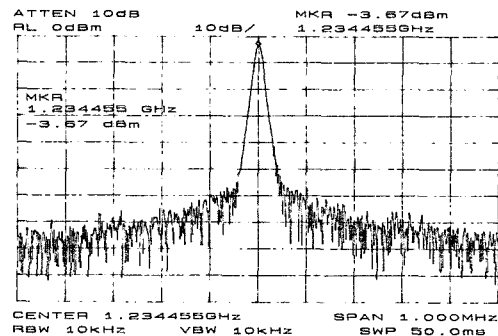


그림 6. 송신기 출력 전력 측정결과
Fig. 6. Measured result of output power of transmitter.

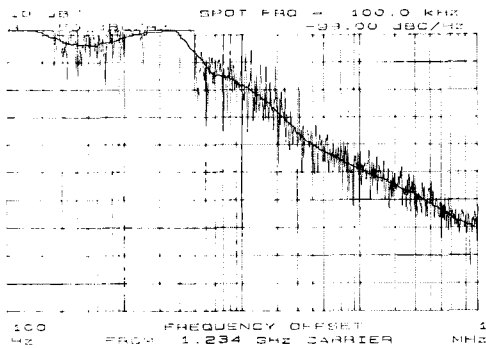


그림 7. 송신기 위상잡음 특성 측정결과
Fig. 7. Measured result of phase noise characteristic of transmitter.

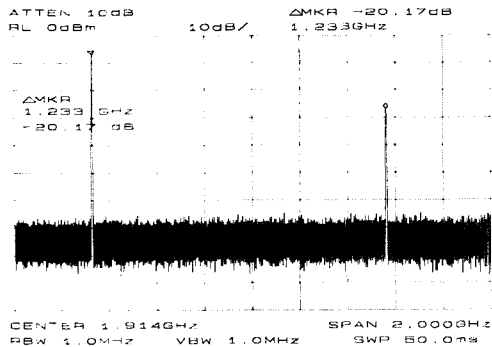


그림 8. 송신기 고조파 특성 측정결과
Fig. 8. Measured result of harmonic characteristic of transmitter.

타냈으며, 100 kHz offset에서 -99 dBc/Hz의 위상잡음, -20.17 dBc의 고조파 억압을 나타내었다. 표 2에 제작된 송신기 전체의 특성 및 각 단별 특성을 나타내었다.

Image Sensor의 병렬디지털 데이터는 FPGA에서 직렬데이터로 변환되어 송신기에 의해 무선 전송되어야 한다. FPGA에서 나오는 직렬데이터의 전송속도는 4 Mbps이다. 변조 지수에 따른 실험 및 측정 결과 FSK 송신기의 변조 지수가 5일 때 가장 좋은 송신특성 및 수신특성을 얻을 수 있었다. 본 논문에서는 가장 좋은 수신특성을 가지고, 양질의 영상신호 복원을 할 수 있는 20 MHz 주파수 변위를 가지는 FSK 송신기를 제작 및 측정하였다.

그림 9는 영상 입력 신호를 FSK 변조한 주파수 스펙트럼이다. 측정결과 20 MHz 변위에서 출력과위의 차이가 0.17 dB로 아주 양호하게 나타났다. 영상

표 2. 송신기 전체의 특성 및 각 단별 특성

Table 2. Characteristic of the transmitter and each stage.

	성능	측정결과
VCO	Frequency Range	1220 ~ 1245 [MHz]
	Tuning Voltage	0 ~ 4 [v]
	Output Power	-8.17 [dBm]
	Phase noise (@100 kHz offset)	-101.5 [dBc/Hz]
	2nd Harmonic	-18 [dBc]
Buffer Amp	Gain	5.1 [dB]
	Isolation	-27.125 [dB]
FSK TX	Bias	2 [V] / 7 [mA]
	Modulation Frequency	1224 ~ 1244 [MHz]
	Output Power	-3.67 [dBm]
	Phase noise (@100 kHz offset)	-99 [dBc/Hz]
	2nd Harmonic	-20.17 [dBc]

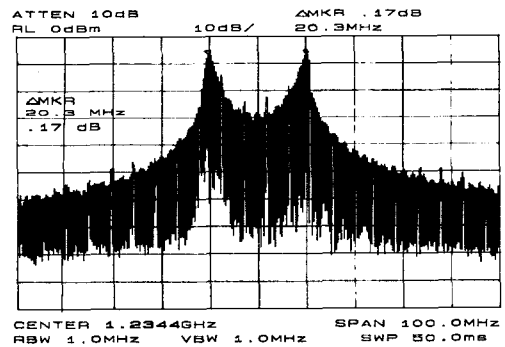


그림 9. 송신기 출력 스펙트럼
Fig. 9. Modulated output spectrum of transmitter.

신호는 디지털신호로 변환 후 FSK 변조되어 무선 전송되기 때문에 송신기의 전송에 대한 비트 오류를 조사할 수 있다. 비트 오류 검출 실험은 측정상의 어려움으로 인해 인체내의 감쇠량을 고려한 모의 인체를 제작하여 그 특성을 측정하였다. 제작된 송신기로 모의 인체 영상실험을 실시하였다. 그림 10은 Tektronix사의 TDS 3032 Digital Phosphor Oscilloscopes을 사용하여 시간영역에서의 영상신호의 송신신호와 수신기에서 복조된 신호를 측정한 결과로서 비트 전송오류는 양호하게 나타났다.

초소형 무선 내시경은 인체내부 실험을 통해서

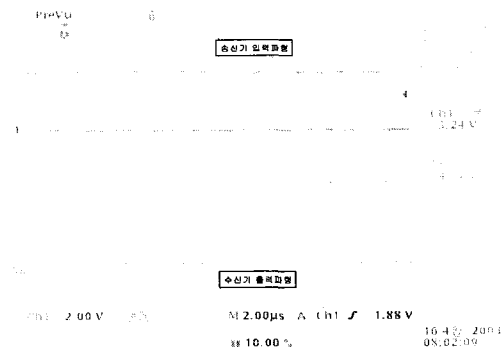


그림 10. 송신 및 수신된 신호
Fig. 10. Transmitted and received signal.

성능을 확인해야 한다. 하지만, 인체내부 실험은 제한 사항이 많이 다르므로 동물실험으로 그 성능을 측정하였다. 실험을 위하여 실제 제작된 캡슐형 무선 내시경과 사용된 외부 수신장치를 그림 11에 나타내었다.

제작된 송신기로 초소형 무선 내시경 제작시 바이어스 변화에 따른 주파수 변화를 줄이기 위해 DC to DC Converter를 사용하였으며, 외부 수신기는 1.2 GHz 대역 슈퍼헤테로다인 방식의 상용 수신기를 사용하였다.

동물실험에서 현재 시판중인 'M2A'와 같은 초당 2프레임의 영상신호를 전송하였다. 현재 무선 내시경은 기계의 접근이 어려운 소장 질환의 진단에 일차적으로 쓰인다. 인체 내부에서 무선 내시경의 이동 속도를 감안한다면 영상신호를 초당 2프레임 정도로 전송해도 무난하다. 동물 실험시 데이터 획득 장치 ADLINK LT8032를 사용하였다. 수신기에서 수신된 신호는 데이터 획득장치로부터 신호처리용 프로그램에 의해 실시간으로 모니터에 영상이 표시된다. 동물 실험에서 실시간 모니터링에 의해 동물의

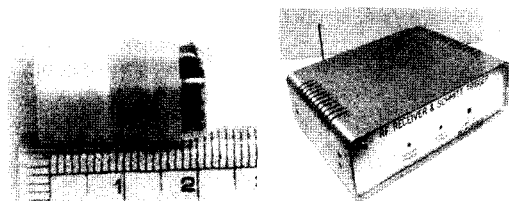


그림 11. 제작된 캡슐형 내시경과 외부 수신기 장치
Fig. 11. Implemented capsule endoscope and external receiver.

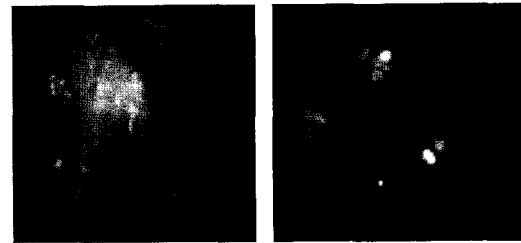


그림 12. 동물 실험시 수신된 영상
Fig. 12. Image acquisition from *in-vivo* experiment.

식도 및 위, 소장 등을 자세히 관찰할 수 있었다. 그림 12는 동물 실험시 수신된 영상을 컴퓨터로 저장한 영상이다. 송신된 영상신호는 현재 시판중인 'M2A'보다 선명하며, 환자의 내부상태 진단에 어려움이 없는 깨끗하고, 영상의 찌그림짐이 없는 안정된 영상이 전송됨을 알 수 있었다.

IV. 결 론

본 논문에서는 초소형 무선 내시경에 대한 시스템 규격에 대하여 제안하였고, FSK 송신기를 설계 및 제작하였다. 전자파 흡수율은 출력전력에 비례하므로 600 mW에 비해 출력전력이 훨씬 낮은 1 mW로 제작된 초소형 무선 내시경용 FSK 송신기는 SAR규제를 만족하며, 최대 전자파 노출 규제도 만족하고 있음을 볼 수 있다. 제작된 캡슐형 무선내시경 송신기는 10 mm(diameter)×2.3 mm(thickness)이며, -3.67 dBm의 출력 전력, -99 dBc/Hz(@100 kHz offset)의 위상잡음, -20.17 dBc의 고조파 억압을 나타내었다. 초당 2프레임의 영상신호 전송에 FSK 변조 방식을 사용하였고, 20 MHz의 주파수 변위를 사용하였으며, 양호한 영상신호를 전송하였다. 현재 제작된 내시경은 개발 1단계 과정으로 초당 2프레임 전송을 목표로 개발된 것이며, 향후 VGA급의 영상을 초당 5프레임이상으로 전송하기 위해 신호처리가 용이하면서도 외부 잡음 방해에 강하고 고품질의 영상신호를 전송할 수 있는 새로운 디지털 방식으로 전환이 필요하며, 인체 및 외부 환경에 의한 변화를 줄이기 위한 시스템 안정성 연구가 필요하며 이에 따른 집적화가 필요할 것이다. 이 연구가 완성이 되면 초소형 무선 내시경의 상용화가 가능할 것이다.

참 고 문 헌

[1] <http://www.microsystem.re.kr>, Intelligent Micro system Center, Seoul, Korea.

[2] <http://www.rfnorika.com>, Japan.

[3] <http://www.givenimaging.com>, Israel.

[4] M. Kacarska, G. L. Ololowska, S. Loskovska and L. Grcev, "Visualization of Induced Current and SAR in Human's Head in Cellular Telecommunications", *IEEE-APs Int'l Conference, Sessi-on40, Digest AP-40*, no. 9, 1999.

[5] 정보통신부, 전자파인체보호기준, 정보통신부 고시 제2001-88호, 2001.

[6] ICNIRP, "Guidelines For Limiting Exposure To Time-Varying Electric, Magnetic, and Electromagnetic Fields (up to 300 GHz)", *Health Physics*, vol. 74, no. 4, pp. 494-522, 1998.

[7] ANSI, "Safety Levels With Respect To Human Exposure To Radio Frequency Electromagnetic Fields, 300 kHz To 100 GHz", *ANSI C95.1*, 1982.

[8] IEEE, "IEEE Standard For Safety Levels With Respect To Human Exposure To Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz To 300 GHz", *IEEE Std. C95-1*, 1999.

[9] FCC, Evaluating Compliance With FCC Guidelines For Human Exposure To Radio frequency Electromagnetic Fields, *OET Bulletin 65 Edition 97-01*, 1997.

[10] Wayne Tomasi, "*Electronic Communication Systems*", Prentice Hall, 1998.

장 경 만



2002년 2월: 경북대학교 전자전기공학부 (공학사)
 2002년 3월~현재: 경북대학교 대학원 전자공학과 석사과정
 [주 관심분야] RF 시스템 Telemetry system

류 원 열



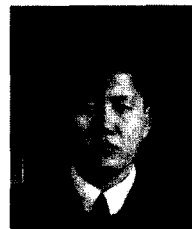
1997년 2월: 경북대학교 전자전기공학부 (공학사)
 1999년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
 1999년 3월~현재: 경북대학교 전자전기공학부 박사과정
 [주 관심분야] RF 시스템 및 SDR

문 연 관



1996년 2월: 경북대학교 전자전기공학부 (공학사)
 2003년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
 2003년 3월~현재: 경북대학교 전자전기공학부 박사과정
 [주 관심분야] RF 소자 및 안테나 설계

윤 영 섭



1995년 2월: 경북대학교 전자전기공학부 (공학사)
 1997년 2월: 경북대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
 1998년 3월~현재: 경북대학교 전자전기공학부 박사과정
 [주 관심분야] RF 소자 및 안테나 설계

조진호



1977년 2월: 경북대학교 전기공학과 (공학사)

1979년 2월: 경북대학교 전자공학과 (공학석사)

1988년 2월: 경북대학교 의용전자공학과 (공학박사)

1984년 4월~현재: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

1984년 4월~현재: 경북대학병원 의공학과장 (겸무)

1984년 4월~현재: 경북대학교 대학원 의공학과 의공학과장

[주 관심분야] ECG, EEG 등의 생체 신호 처리, 캡슐형 내시경 개발을 위한 초 소형 텔레메트리 연구, 감각기능 회복을 위한 이식형 인공중이 연구, 센서의료 응용 및 의용전자기기 개발

최현철



1982년 2월: 경북대학교 전자공학과 (공학사)

1984년 2월: 한국과학기술원 전자공학과 (공학석사)

1989년 2월: 한국과학기술원 전자공학과 (공학박사)

1984년 4월~현재: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

1989년~1990년: 대현정밀(주) 연구소장

1990년~현재: 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 교수

[주 관심분야] Wave Propagation & Inverse Scattering, Numerical Analysis of EM Problem, Microwave Engineering, EMI/EMC