

논문 2011-48SD-4-4

체내이식용 기기를 위한 고속 MICS 송신기 구현

(A High Data Rate Medical Implant Communication System Transmitter for Body Implantable Devices)

임준하*, 정윤호**, 김재석***

(Junha Im, Yunho Jung, and Jaeseok Kim)

요약

본 논문은 Medical Implant Communications Service (MICS) 주파수 대역을 사용해서 SD급 동영상의 실시간 전송이 가능한 체내이식용 의료기기를 위한 고속 전송기법을 제안한다. 제안 기법은 채널당 300 kHz에 불과한 좁은 대역폭으로 인한 전송률의 제한을 극복하기 위해서 직교 주파수 분할 다중화(orthogonal frequency division multiplexing, OFDM) 기법에 기반을 둔 다중반송파 전송방식을 사용하여 다채널 전송이 가능하게끔 한다. 여러 개의 MICS 채널을 동시에 활용하는 송신신호의 파워 스펙트럼이 MICS 대역의 주파수 활용 조건을 만족시키면서 스펙트럼 효율을 최대화할 수 있도록, 최적화된 부반송파 할당과 IFFT 사이즈, 그리고 사이드로브 억압 기술이 사용된다. 또한 제안하는 기법의 효율적인 구현을 위한 하드웨어 구조도 제시한다. 실험 결과, 본 논문의 기법을 적용한 시스템은 기존의 MICS 대역 트랜시버들보다 최대 약 10배의 전송률 (4.86 Mbps)을 지원할 수 있는 것으로 나타났다.

Abstract

A high data rate Medical Implant Communications Service (MICS) transmitter for implantable medical devices (IMD) is proposed. An orthogonal frequency division multiplexing (OFDM)-based multicarrier scheme is used to overcome the data rate limitation caused by the narrow bandwidth of 300 kHz. The proposed transmitter utilizes multiple MICS channels simultaneously, supporting increased data rate. To satisfy the MICS regulation, various schemes are applied including optimized subcarrier allocation and inverse fast Fourier transform (IFFT) architecture, and additional sidelobe suppression technique. Simulation results show that the proposed transmitter can support a maximum data rate of 4.86 Mbps, which is more than ten times faster than the previous systems.

Keywords : MICS, IMD, OFDM, IFFT

I. 서론

402-405 MHz의 주파수 대역은 미국 연방통신위원회

* 학생회원, *** 평생회원-교신저자, 연세대학교 전기전자공학과

(Department of Electrical and Electronic Engineering, Yonsei University)

** 평생회원, 한국항공대학교 항공전자공학과

(School of Electronics, Telecommunication &

Computer Engineering, Korea Aerospace University)

※ 본 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 중견연구지원사업의 지원을 받아 수행되었음. (2010-0027748)

접수일자: 2011년3월15일, 수정완료일: 2011년3월22일

회 (Federal Communications Commission, FCC)가 1999년에 체내이식 무선 의료기기 (Medical Implant Communications Service, MICS)를 위해서 할당한 대역으로, 300 kHz의 대역폭을 갖는 10개의 채널로 구성된다^[1]. MICS 대역은 우수한 전파 전달 특성을 가지고 있고 또한 타 시스템으로부터의 간섭이 적기 때문에 많은 체내이식 의료기기들이 해당 주파수 대역을 사용하여 무선 통신을 수행하고 있다. 기존의 MICS 시스템들은 10개의 채널 중 하나의 채널을 선택하여 통신을 수행하는데, 최대 수백 kbps에 해당하는 전송률을 지원한다. 그러나 캡슐 내시경처럼 데이터 사이즈가 큰

영상정보의 전송이 요구되는 체내이식 의료기기들이 등장함에 따라서 Mbps급으로의 전송률 향상에 대한 요구가 생기고 있다. 이러한 요구를 만족시키기 위해서 다양한 연구가 진행되고 있는데, 기존 연구들의 대부분이 3.1-10.6 GHz의 초광대역 (ultra-wideband, UWB) 에서 500 MHz 대역폭을 활용하여 전송률을 증가시키는 방법을 활용한다^[2]. 그러나 GHz에 달하는 높은 주파수 대역은 인체 내부 환경에서 전파손실이 급격하게 증가하기 때문에 실제로 체내 무선 통신기기에 사용되기에는 큰 어려움이 있다^[3].

따라서 본 논문에서는 전파 전달 특성도 우수하고 타 시스템에서의 간섭도 제한되는 MICS 대역에서 전송률을 증가시킬 수 있는 전송 방식을 제안하고, 해당 방식을 구현하기 위한 효율적인 하드웨어 구조를 제시한다. 제안하는 시스템은 단일 채널을 사용한 기존 MICS 시스템과 달리, 직교 주파수 분할 다중화 (orthogonal frequency division multiplexing, OFDM) 기법을 기반으로 하는 다중 반송파 전송방식을 사용하여 동시에 여러 채널로 데이터를 전송 가능하기 때문에 Mbps급 전송률을 지원할 수 있다. 또한 MICS 규정을 만족시키는 다채널 전송을 위한 최적화된 부반송파 (subcarrier) 할당과 사이드로브 억압 (sidelobe suppression) 기법도 포함된다.

II. 전송 기법

MICS 기기들은 해당 주파수 대역에서 작동하는 MICS 시스템 간에 또는 401-406 MHz 주파수 대역에서 무선 서비스로 작동되는 주 (main) 시스템인 기상 원조 서비스 (METAIDS)와의 간섭 가능성을 감소시키기 위해서 고안된 LBT (Listen Before Talk) 프로토콜을 포함하도록 되어 있다. LBT 프로토콜은 송신기가 신호를 전송하기 전에 MICS 주파수 대역의 스펙트럼을 모니터링하고 사용 가능한 채널을 선택하여 통신 세션을 구축하는 방식이다^[1]. 기존의 MICS 시스템들은 LBT 프로토콜을 통하여 비어 있는 채널을 확인하고 그 중에 하나의 채널을 확보한다. 그러나 제안하는 시스템에서는 하나의 채널을 선택하는 대신에 사용 가능한 비어있는 모든 채널을 확보한다. 그런 후에 송신 신호는 송신부의 IFFT (inverse fast Fourier transform) 를 사용해서 동시에 여러 채널을 통해서 전송된다. 단, 제안하는 시스템은 국제전기통신연합 (ITU) 보고서 및

권고안의 MICS 규정을 만족시키기 위해서 다음과 같은 두 가지 조건을 충족시켜야 한다.

- 1) 각 부반송파 간격이 300 kHz를 유지하고, 인접한 부반송파의 메인로브는 서로 겹치지 않아야 한다.
- 2) 해당 채널을 벗어나는 신호는 그 크기가 피크 대비 -20 dB 이하로 유지되어야 한다.

IFFT를 사용하는 일반적인 OFDM 시스템은 인접한 부반송파의 메인로브가 서로 직교하게끔 겹치기 때문에 위의 첫 번째 조건을 만족시킬 수 없다. 따라서 적어도 한 개 이상의 부반송파를 중간에 위치시켜야 부반송파들의 메인로브가 서로 겹치지 않게 만들 수 있다. 또한 고정된 폭의 주파수 대역에 IFFT를 적용할 경우, IFFT의 크기가 커질수록 더 많은 수의 부반송파로 구성되며 각 부반송파의 대역폭 (bandwidth)은 작아지게 된다. 즉, 시스템이 활용하려는 채널의 개수와 그 때의 각 채널의 대역폭은 적용하려는 IFFT의 크기 (포인트 수)에 따라서 달라진다. 본 논문에서 제안하는 시스템은 16-포인트 IFFT 또는 32-포인트 IFFT를 사용하게 되는데, 전송 모드는 16-포인트 IFFT를 사용한 모드 한 가지와 32-포인트 IFFT를 사용한 모드 두 가지를 합하여 총 세 가지가 된다. 각각의 전송 모드에 대한 설명은 다음과 같다.

1) 전송모드 1: 16-포인트 IFFT를 2.4 MHz의 대역폭 (총 8개의 MICS 채널에 해당하는 대역폭)에 적용하여 IFFT의 입력 하나에 300 kHz의 대역폭을 갖는 채널을 할당하는 전송 모드이다. $300 \text{ kHz} \times 16 = 4,800 \text{ kHz}$ 이지만 IFFT의 특성상 인접한 입력 주파수 신호의 절반씩이 서로 겹치기 때문에 실제로 16 개의 입력신호가 차지하게 되는 총 주파수 대역은 2400 kHz가 된다. MICS 대역의 단일 채널의 대역폭이 300 kHz이기 때문에 IFFT의 단일 입력 사이즈를 MICS 단일 채널과 동일하도록 설정한 모드로, 유효한 데이터를 IFFT 입력에 하나씩 건너뛰어서 배치함으로써 인접한 데이터끼리 주파수 대역에서 겹치지 않도록 설정하였다. 이 전송 모드에서는 총 8개의 MICS 채널을 사용하여 총 2.4 MHz의 주파수 대역을 동시에 활용할 수 있다.

2) 전송모드 2: 32-포인트 IFFT를 4.8 MHz의 대역폭에 적용하여 IFFT의 입력 하나에 300 kHz의 대역폭

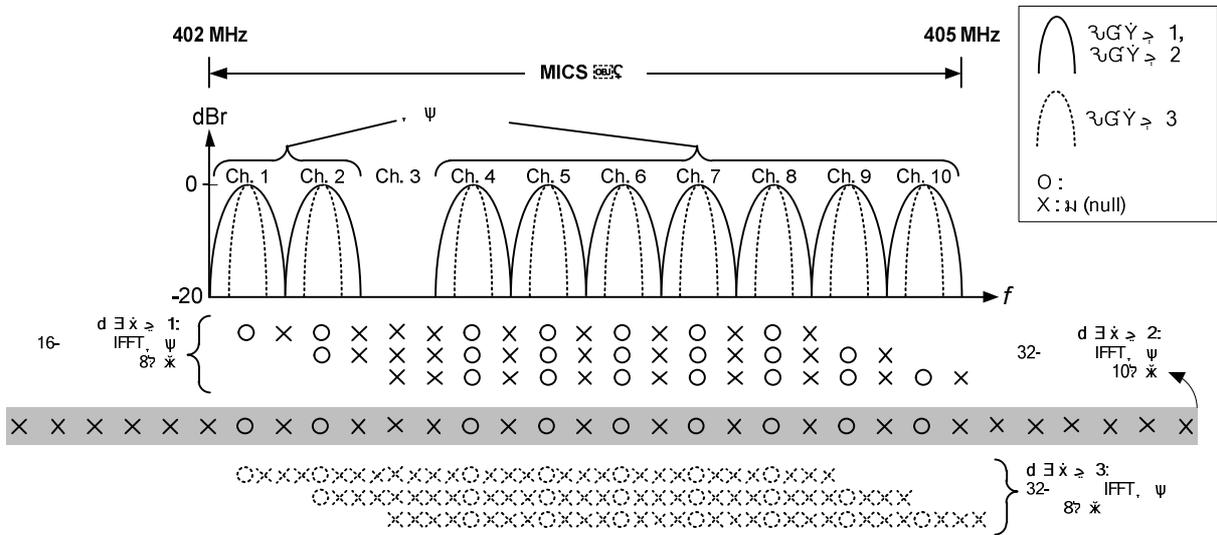


그림 1. 제안 시스템의 IFFT 포인트 수 및 활용 채널에 따른 주파수 할당 방식
 Fig. 1. The frequency domain representation of the proposed OFDM-based system.

을 갖는 채널을 할당하는 전송 모드이다. IFFT는 4.8 MHz에 적용하지만 MICS 대역의 총 대역폭인 3 MHz 이내에 유효한 데이터가 위치하게끔 IFFT 입력을 조절한다. 이 모드에서는 IFFT 입력의 양쪽 끝 부분에 “0”을 6~7개씩 배치시키고 유효한 데이터는 IFFT 입력의 중간 부분에 하나씩 건너뛰어서 배치시켜서, 원하는 MICS 채널에 데이터를 전송할 수 있게끔 설정하였다. 이 경우도 유효한 데이터를 포함한 IFFT 입력은 300 kHz의 대역폭을 갖는 채널에 1:1로 할당된다. 이 전송 모드에서는 총 10개의 MICS 채널을 사용하여 총 3.0 MHz의 주파수 대역을 동시에 활용할 수 있다.

3) 전송모드 3: 32-포인트 IFFT를 2.4 MHz의 대역폭 (총 8개의 MICS 채널에 해당하는 대역폭)에 적용하여 IFFT의 입력 하나에 150 kHz의 대역폭을 갖는 채널을 할당하는 전송 모드이다. 첫 번째 전송모드와 동일한 대역폭에 IFFT를 적용했지만, IFFT의 크기가 두 배로 증가했기 때문에 각 부반송파의 대역폭은 절반으로 줄어들게 된다. 이 전송모드에서는 유효한 데이터를 배치시키는 IFFT 입력들 사이에 3개의 “0”을 위치시킨다. 이 전송모드는 각 채널에서 150 kHz의 대역폭만 사용하기 때문에 8개의 채널을 사용한다고 해도 총 1.2 MHz (150 kHz × 8 = 1,200 kHz)에 해당하는 주파수 대역만을 사용하게 된다. 따라서 앞에서 설명한 전송모드 1이나 전송모드 2에 비해서 전송률은 줄어들게 된다. 하지만 인접한 채널 사이에 약간의 공간이 존재하

게 되므로 간섭이 완화되기 때문에 수신단에서의 성능을 향상시킬 수 있다. 따라서 이 전송모드는 높은 전송률보다는 좋은 수신 성능을 요구하는 응용 분야, 혹은 무선 채널 상태가 좋지 못한 환경에서 적용 가능한 전송 모드이다.

제안하는 시스템의 송신 신호는 주파수 영역에서 그림 1과 같이 표현된다. 그림 1에서 채널 3은 이미 다른 시스템에 의해서 점유되었다고 가정한다. 그러므로 채널 3을 제외한 나머지 아홉 개의 채널만이 사용 가능한 상태이다. 전송모드 1과 전송모드 2에서는 실제로 정보를 전송하려는 부반송파 사이에 하나의 널(null) 부반송파를 위치시키고, 전송모드 3에서는 세 개의 널 부반송파를 위치시킨다. 각각의 전송모드에 따른 IFFT 입력 할당은 그림 2와 같다.

한편, OFDM 기반 시스템은 연속된 심볼 간의 불연속성으로 인하여 사이드로브가 증가하는 특징이 있기 때문에 MICS 스펙트럼 마스크 (피크 대비 -20 dB)를 만족시키는데 어려움이 있다. 따라서 MICS 대역에서 다중반송파 전송을 구현하기 위해서는 스펙트럼 성형 (spectrum shaping)을 통해서 사이드로브를 감소시켜야만 한다. 사이드로브 억압 기법은 주파수 영역에서 수행하는 방식^[4-5]과 시간 영역에서 수행하는 방식^[6]으로 구분할 수 있다. 주파수 영역에서의 억압 기법은 충분히 큰 IFFT를 사용할 수 있는 시스템에서 추가적인 부반송파를 활용할 수 있는 경우에 적용 가능하다. 그러

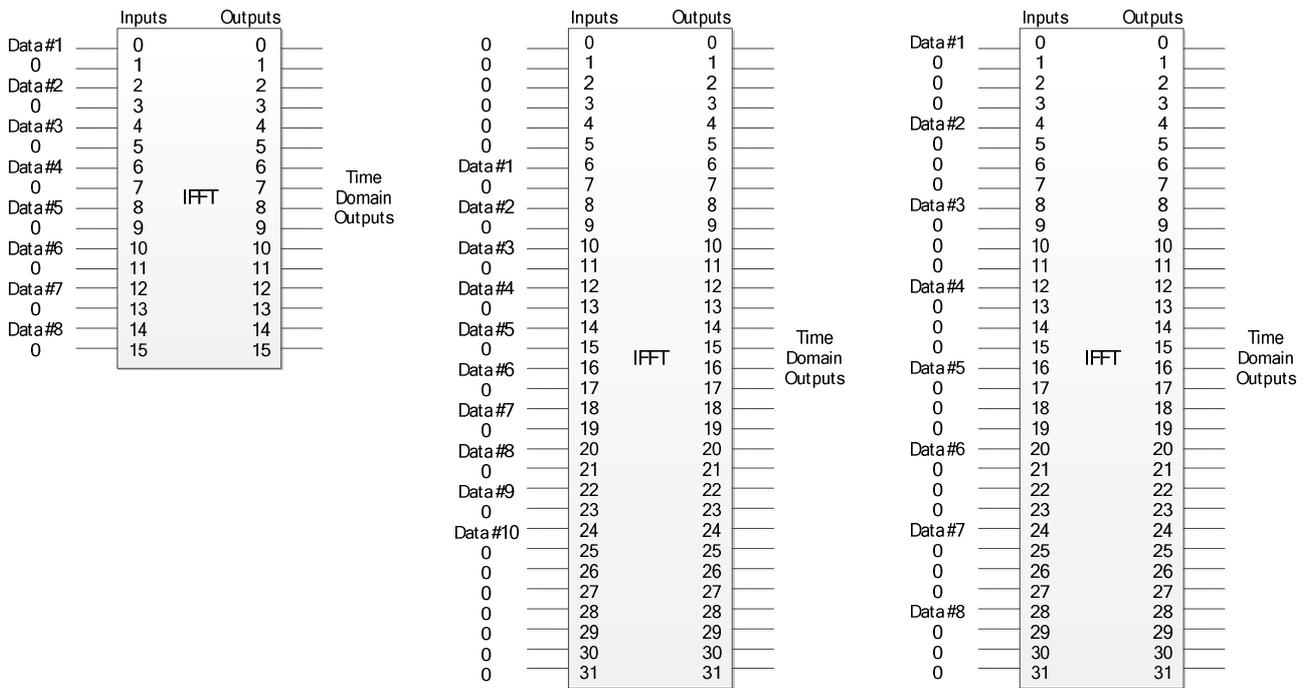


그림 2. 전송모드에 따른 IFFT 입력 할당: (가장 좌측부터 순서대로) 전송모드 1, 전송모드 2, 전송모드 3
 Fig. 2. The proposed input pattern of IFFT according to the transmission mode.

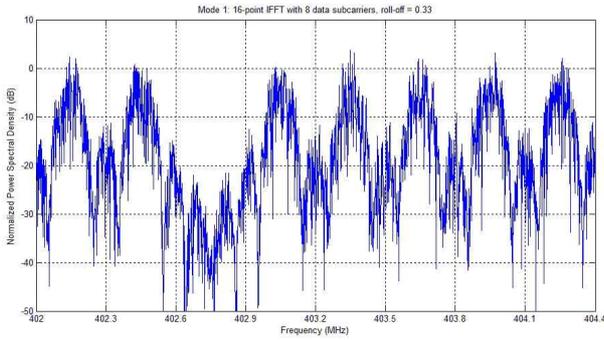
나 이 방식은 제안하는 시스템에는 적절하지 못하다. 왜냐하면 큰 포인트 수를 갖는 IFFT를 쓰면 각 채널의 대역폭 효율이 떨어지게 되는데, 제안하는 시스템은 전송률을 향상시키기 위해서 높은 대역폭 효율을 보일 수 있게 최소한의 포인트 수를 갖는 IFFT를 요구하기 때문이다. 한편, 시간 영역에서의 사이드로브 억압 기법은 IFFT 포인트 수와 무관하게 사이드로브를 감소시킬 수 있다. 게다가 일반적으로 많이 사용되는 올림 코사인 (raised-cosine) 윈도우를 적용할 경우 간단하게 하드웨어로 구현될 수 있기 때문에 체내이식용 통신기에 적합하다.

III. 송신기 구현

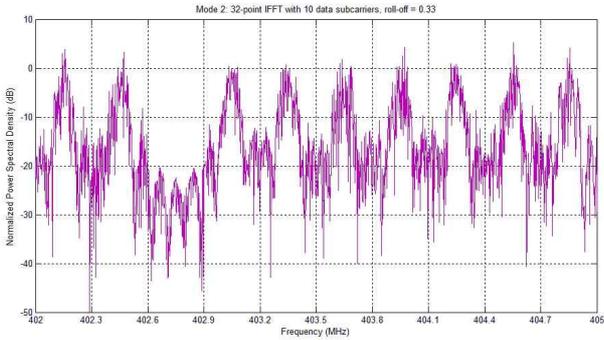
IFFT 포인트를 늘리고 중간에 널 부반송파를 배치하는 것과 시간 영역에서 필터를 사용하여 윈도우를 씌우는 기법은 모두 사이드로브를 감소시키는 측면에서 유용하지만, 스펙트럼 효율을 감소시키기 때문에 결과적으로 전송률 저하를 유발한다. 따라서 스펙트럼 마스크 조건을 만족시키면서 스펙트럼 효율 저하를 최소한으로 하는 최적의 IFFT 포인트와 윈도우 roll-off 값을 찾는 것이 중요하다. 본 시스템에서 16 포인트 IFFT(전송모드 1)를 사용하거나 32 포인트 IFFT를 사용하여 10개

의 부반송파로 데이터를 전송(전송모드 2)하는 경우 스펙트럼 효율을 최대화 할 수 있지만, 큰 사이드로브로 인하여 MICS 조건을 만족시키지 못한다. 심지어 스펙트럼 효율을 절반으로 줄인 전송모드 3의 경우에도 사이드로브는 피크 대비 -20 dB 이하로 감소되지 않는다. IFFT 포인트를 64 포인트 이상으로 늘리고 중간에 배치하는 null 부반송파의 수를 증가시키면 사이드로브 조건을 만족시킬 수 있지만, 스펙트럼 효율은 채널을 최대로 활용할 경우에 비해서 1/4 이하로 떨어지게 된다. 따라서 이럴 경우 다중 반송파를 사용하는 이득이 사라지기 때문에 본 시스템에서는 IFFT 포인트를 16 혹은 32로만 제한하였다. 하지만 위에서 언급했다시피 이 경우에는 추가적인 사이드로브 억압 기법을 적용해야만 주어진 사이드로브 조건을 만족시킬 수 있다.

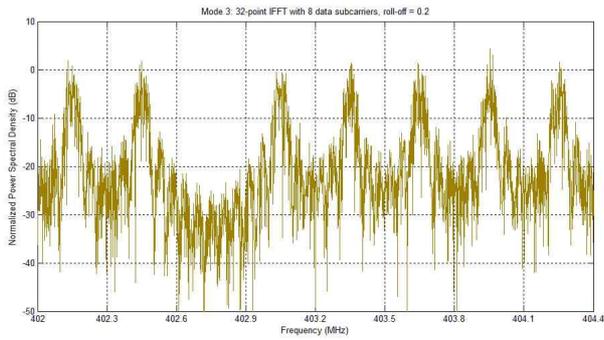
제안하는 시스템에서는 사이드로브 억압 기법으로써 시간영역에서 올림 코사인 윈도우(raised-cosine windowing)를 적용하였고, 적합한 roll-off factor(β)를 찾기 위해서 컴퓨터 시뮬레이션을 수행하였다. 시뮬레이션은 위에서 언급한 전송모드 1, 전송모드 2, 그리고 전송모드 3에 대해서 수행되었다. 각각의 경우에 MICS 대역의 중간에 한 채널 구간(채널 3에 해당하는 402.6~402.9 MHz)을 비우고 $\beta = 0$ 부터 증가시키면서 그 구간으로의 스펙트럼 파워 간섭을 체크하여 MICS 마스크



(a) 전송모드 1에서 $\beta = 0.33$ 인 경우



(b) 전송모드 2에서 $\beta = 0.33$ 인 경우



(c) 전송모드 3에서 $\beta = 0.2$ 인 경우

그림 3. 올림 코사인 윈도우를 적용한 송신신호의 전송 모드에 따른 파워 스펙트럼 밀도(PSD)
Fig. 3. Power spectral density of the raised-cosine windowed signal.

조건을 만족시키는 최소값을 구하였다. 실험 결과, 그림 3처럼 전송모드 1과 전송모드 2의 경우에는 $\beta = 0.33$, 전송모드 3의 경우에는 $\beta = 0.2$ 일 때 비어 있는 채널로의 파워 간섭이 피크 대비 -20 dB 이하로 내려가서 스펙트럼 마스크 조건을 만족하는 것을 확인하였다.

그림 4는 위에서 언급한 기능이 포함된 제안 시스템의 블록도이다. 우선 수신 모드에서 스펙트럼 센싱을 통하여 가용 채널 여부를 확인한다. 이 때 사용되는 방식은 가장 간단한 방식인 에너지 검출(energy

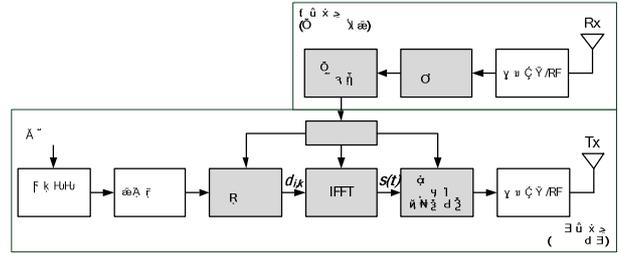


그림 4. 제안 시스템의 블록도
Fig. 4. Block diagram of the proposed system.

detection) 방식이다. 대상 채널들의 에너지를 모두 비교하여 정해진 문턱 값(threshold)보다 낮은 에너지가 존재하는 채널은 사용 가능한 채널이라고 인지한다. 만약 사용 가능한 채널이 존재한다면 해당 채널 정보를 컨트롤러에 전달하고, 시스템은 데이터 송신 모드로 전환된다. 송신 모드에서는 상위 레이어로부터 입력된 데이터 비트가 부호기(FEC encoder)를 거쳐서 in-phase 와 quadrature-phase 성상도(constellation)에 매핑된다. 매핑된 심볼들은 신호가 감지되지 않은 주파수 대역의 부반송파에만 할당되고, 신호가 감지된 대역의 부반송파는 널(null) 처리되는 부반송파 매핑 과정을 거친다. 송신단의 컨트롤러는 활용 가능한 채널수와 전송률에 따라서 부반송파 매핑, IFFT 포인트 수, 그리고 roll-off factor 등을 결정한다. IFFT를 거친 OFDM 심볼 $s(t)$ 는 다음과 같이 표현된다.

$$s(t) = \sum_{k=0}^{N-1} d_{i,k} e^{2\pi kft}, \quad (1)$$

여기서 $d_{i,k}$ 는 i 번째 OFDM 심볼의 k 번째 부반송파에 실리는 신호이며, 데이터 부반송파인 경우 $d_{i,k} \neq 0$ 이고, 널 부반송파인 경우 $d_{i,k} = 0$ 이다. N 은 총 부반송파 개수, f 는 부반송파 간격을 의미하는데, 전송모드 1과 전송모드 2일 경우에는 $f = 300$ kHz이고, 전송모드 3일 경우에는 $f = 150$ kHz이다. IFFT를 거친 뒤 보호 구간 (guard interval, GI)이 OFDM 심볼에 추가되는데, GI의 길이는 roll-off factor(β)에 따라서 다르게 적용하였다. GI의 샘플 개수는 $\beta = 0.2$ 일 때는 OFDM 샘플의 1/4만큼에 해당하고, $\beta = 0.33$ 일 경우에는 OFDM 샘플의 1/3에 해당한다. GI가 추가되고 올림 코사인 윈도우가 적용된 후에 OFDM 심볼은 아날로그/RF단으로 전달되어 송신된다.

IV. 성능 평가

본 논문에서 제안하는 시스템과 기존의 체내통신용 시스템들과의 비교가 표 1에 정리되어 있다. 공정한 비교를 위하여 [7]에서 사용된 변조기법과 채널코딩 기법을 제안된 시스템에 동일하게 적용하였고, 시스템의 전송률 및 수신 성능에 대한 평가는 AWGN 채널 환경 하에서 수행하였다. MICS 대역을 사용하는 기존의 무선통신 시스템들은 단일 채널로만 데이터를 전송하기 때문에 최대 수백 kbps급 (400 kbps - 428 kbps)의 전송률까지만 지원하지 못한다^[7-8]. 그러나 캡슐 내시경과 같은 체내이식용 의료기기는 고품질의 영상 정보를 체외로 전송하기 위해서 더 높은 전송률을 필요로 한다. 특히 실시간으로 SD급의 영상 정보를 전송하려면 적어도 수 Mbps급에 해당하는 전송률을 지원해야 한다^[9]. 현재 상용중인 캡슐 내시경에 내재된 RF 송신 모듈의 경우 최대 2700 kbps에 이르는 전송률을 제공한다. 그러나 이 시스템은 MICS 대역이 아닌 다른 임의의 주파수 대역을 사용하여 통신을 수행하고, 제안된 시스템보다 훨씬 넓은 대역폭을 필요로 한다^[9].

제안 시스템은 32-포인트 IFFT를 사용하면서 최대 8개의 채널을 활용할 수 있는 전송모드 (전송모드 3)로 약 2330 kbps의 전송률을 지원할 수 있다. 이는 SD급 영상을 실시간으로 전송할 수 있는 속도이고, 기존의

표 1. 기존 체내이식용 통신시스템과의 성능 비교
Table 1. Performance comparison with the previous implantable systems.

	[7]	[8]	[9]	본 논문		
				모드 1	모드 2	모드 3
대역 (MHz)	402-405 (MICS)	402-405 (MICS)	400-440	402-405 (MICS)		
변조기법	DPSK	FSK	FSK	DPSK		
오류정정 부호	BCH	RS	-	BCH		
10% PER (dB)	16.5	-	-	19.5	19.5	16.5
전송률 (kbps)	428	400	2700	3890	4860	2330
지원가능 영상화질*	-	-	VGA 24fps (SD)	SVGA 24fps	SVGA 30fps	VGA 24fps (SD)
게이트 수	12K	-	-	29K		

* 1/80의 압축률을 갖는 압축영상이고, VGA의 해상도는 640×480, SVGA의 해상도는 800×600임.

MICS 시스템과 동일한 패킷오류율(packet error rate, PER) 성능을 유지하면서 전송률은 약 5배만큼 향상된 수치이다. 한편, 16-포인트 IFFT를 사용하면서 최대 8개의 채널을 활용할 수 있는 전송모드 (전송모드 1)나 32-포인트 IFFT를 사용하면서 최대 10개의 채널을 활용할 수 있는 전송모드 (전송모드 2)일 경우에 제안 시스템이 지원 가능한 전송률은 각각 3.89 Mbps와 4.86 Mbps로 더욱 향상된다. 비록 이 경우에 PER 성능은 기존의 단일반송과 MICS 시스템보다 3 dB만큼 열화되지만, 전송률은 10배 이상 증가하는 효과를 얻을 수 있다. 따라서 적용하려는 의료기기의 특성과 활용 가능한 채널 상태에 따라서 적응적(adaptive)으로 시스템의 전송모드를 선택하여 사용할 수 있다. 즉, 상대적으로 높은 신뢰도(QoS)를 요구하는 응용분야에서는 전송모드 3을 선택하여 데이터를 전송하면 효율적이고, 고속을 필요로 하는 응용분야에서는 전송모드 1,2를 사용되 가용 채널의 상황을 보고 8개 이하일 경우에는 전송모드 1을, 9개 이상일 경우에는 전송모드 2를 선택하면 효율적인 전송을 할 수 있다.

한편, 제안 시스템은 IFFT 연산블록을 포함하고 있기 때문에 하드웨어 복잡도가 문제될 수 있다. 이는 일반적으로 IFFT 연산블록을 포함한 OFDM 기반 다중반송과 통신 시스템이 단일반송과 통신 시스템에 비해서 하드웨어 복잡도가 크다는 사실에서 비롯된다. 그러나 제안 시스템에 사용된 IFFT 연산블록은 일반적인 OFDM 기반 시스템들에 사용된 IFFT 연산블록보다 훨씬 적은 수의 포인트 수를 가질 뿐만 아니라, 세 가지 전송모드를 지원하기 위한 IFFT가 공통된 twiddle factor를 갖기 때문에 공유구조(shared-architecture)의 단일 블록으로 구현가능하다. 따라서 IFFT 연산블록으로 인한 하드웨어 복잡도 증가는 크지 않다. 이해를 돕기 위해서 [7]에서 제시한 시스템과 세 가지 전송모드를 모두 지원하는 제안 시스템을 각각 verilog hardware description language (HDL)을 사용하여 하드웨어로 구현한 후 크기를 비교하였다. 구현 결과, 제안된 시스템은 약 29,000여개의 게이트 수(gate count)를 필요로 하는 것으로 확인되었다. 이것은 비록 기존 시스템보다 약 2.4배만큼 증가한 수치이지만, 체내이식용 의료기기에 충분히 포함시킬 수 있을 만큼 작은 크기에 해당한다.

V. 결 론

본 논문에서는 체내이식용 의료기기를 위한 고속 무선 데이터 전송기법이 제안되었다. 여러 개의 MICS 채널을 동시에 활용하는 OFDM 기반의 다중반송파 전송 기법이 사용되었고, MICS 규격을 만족시키기 위한 추가적인 기술이 적용되었다. 시뮬레이션 결과를 통해서 제안된 기법이 전송속도를 기존에 비해서 크게 증가시키는 것을 확인할 수 있었다. 제안된 시스템은 최대 4.86 Mbps의 전송률을 지원 가능하고, 이는 기존 시스템보다 10배 이상 향상된 속도에 해당한다. 따라서 본 논문에서 제안한 전송 시스템은 MICS 대역에서 고속의 전송률을 요구하는 체내이식용 의료기기에 적합한 시스템이라고 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] FCC Rules and Regulations, "MICS Band Plan," Part 95, Jan. 2003.
- [2] M. R. Yuce, H. C. Keong and M. S. Chae, "Wideband communication for implantable and wearable systems," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 57, no. 10, pp. 2597-2604, Oct. 2009.
- [3] R. Sarpeshkar, *Ultra low power bioelectronics: fundamentals, biomedical applications, and bio-inspired systems*, Cambridge University Press, Cambridge, U.K., 2010.
- [4] H. Yamaguchi, "Active interference cancellation technique for MB-OFDM cognitive radio," in *Proc. 34th European Microwave Conference (EUMC 2004)*, vol. 2, pp. 1105-1108, Oct. 2004.
- [5] S. Brandes, I. Cosovic and M. Schnell, "Reduction of out-of-band radiation in OFDM systems by insertion of cancellation carriers," *IEEE Commun. Lett.*, vol. 10, no. 6, pp. 420-422, June 2006.
- [6] T. Weiss, J. Hillenbrand, A. Krohn and F. K. Jondral, "Mutual interference in OFDM-based spectrum pooling systems," in *Proc. IEEE VTC 2004-Spring*, vol. 4, pp. 1873-1877, May 2004.
- [7] D. Davenport, et al., "MedWiN physical layer proposal," *IEEE P802.15-09-0328-01-0006*, May 2009.
- [8] Zarlink Semiconductor, "ZL70101 medical implantable RF transceiver data sheet," May 2007.
- [9] D. Sagan, "Zarlink response to 802.15 TG6 call for applications," *IEEE P802.15-08-0162-00*, March 2008.

저 자 소 개



임 준 하(학생회원)
 2005년 연세대학교 전기전자
 공학과 학사 졸업.
 2007년 연세대학교 전기전자
 공학과 석사 졸업.
 2007년~현재 연세대학교
 전기전자공학과 박사과정.

<주관심분야 : 무선통신시스템, 모뎀SoC설계>



김 재 석(평생회원)-교신저자
 1977년 연세대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 1979년 KAIST 전기전자공학과
 석사 졸업.
 1988년 Rensselaer Polytechnic
 Institute, NY. 박사 졸업.

1988년~1996년 한국전자통신연구원 책임연구원.
 1996년~현재 연세대학교 전기전자공학과 교수.
 <주관심분야 : 통신SoC설계, 멀티미디어IP설계>



정 윤 호(평생회원)
 1998년 연세대학교 전자공학과
 학사 졸업.
 2000년 연세대학교 전기전자
 공학과 석사 졸업.
 2005년 연세대학교 전기전자
 공학과 박사 졸업.

2005년~2007년 삼성전자 책임연구원.
 2007년~2008년 연세대학교 연구교수.
 2008년~현재 한국항공대학교 교수.
 <주관심분야 : MIMO/OFDM통신시스템, VLSI
 신호처리, 모뎀SoC설계>