



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2020-0028644
(43) 공개일자 2020년03월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

H04L 27/36 (2006.01) A61B 5/00 (2006.01)
H04B 1/403 (2014.01) H04B 17/309 (2014.01)
H04L 27/20 (2006.01) H04W 16/14 (2009.01)

(52) CPC특허분류

H04L 27/364 (2013.01)
A61B 5/0028 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2018-0106979

(22) 출원일자 2018년09월07일

심사청구일자 2018년09월07일

(71) 출원인

조선대학교산학협력단
광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)

(72) 발명자

최광석
경기도 성남시 분당구 중앙공원로 53 한신아파트
112-1603

(74) 대리인

김전수

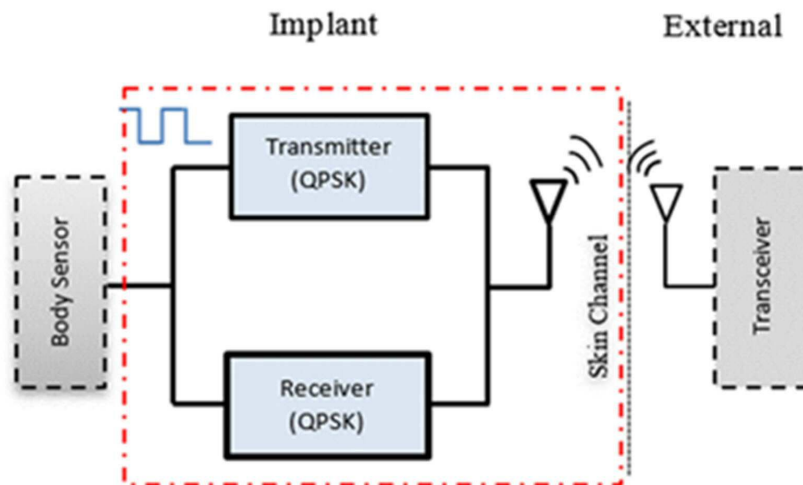
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 저전력 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템 및 그 방법

(57) 요약

본 발명은 저전력 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 11 Mbps 고속 데이터 송수신을 위해서 의료용 임플란트 통신 시스템(MICS, Medical Implant Communication System)에서 사용하는 402~405 MHz 주파수 밴드에서 낮은 전력 소모를 필요로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스에 적용하기 위한 무선 QPSK(quadrature phase shift keying) 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/0031 (2013.01)

H03L 7/099 (2013.01)

H04B 1/403 (2013.01)

H04B 17/309 (2015.01)

H04L 27/2053 (2013.01)

H04W 16/14 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1711072872

부처명 과학기술정보통신부

연구관리전문기관 정보통신기술진흥센터

연구사업명 정보통신기술인력양성 (R&D, 정보화)

연구과제명 IT/BT 센서를 활용한 자동검사 로봇 및 생체정보 획득 시스템 개발

기 여 율 1/1

주관기관 조선대학교 산학협력단

연구기간 2018.01.01 ~ 2018.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에 있어서,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스 내부에 장착되며, 바디 센서를 통해 측정된 디지털 데이터를 QPSK 신호로 변조하여 아날로그 신호로 송신하는 송신기; 및

상기 아날로그 신호를 송신하는 안테나;를 포함하며,

상기 송신기는 스킨채널을 통해서 상기 아날로그 신호를 송신하도록 설계되며, 상기 스킨채널은 상기 안테나를 신체에 임플란트한 경우에, 통계적인 경로 손실 모델 파라미터를 추출하여 모델링하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 2

청구항 1에 있어서,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템은,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 사용하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 3

청구항 1에 있어서,

상기 통계적인 경로 손실은,

$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10} \left(\frac{d}{d_0} \right) + S$ 로 정의되며, 상기 $PL(d_0)$ 은 기준 거리에서의 경로 손실(dB)이며, $d_0 = 50$ mm, n 은 경로 손실 지수이며, $S \sim N(0, \sigma_s)$ 은 임플란트 주위의 다른 조직에 의해 발생하는 산란을 나타내는 확률변수이며, S 는 평균이 0이고 표준 편차가 σ_s 인 정규 분포를 갖는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 4

청구항 3에 있어서,

상기 통계적인 경로 손실에 대한 파라미터는,

상기 안테나가 신체의 피부 깊숙한 곳에 임플란트되는 경우, $PL(d_0) = 47.14$ dB, $n = 4.26$ 이며, $\sigma_s = 7.85$ 이며,

상기 안테나가 신체의 피부 표면에 임플란트되는 경우, $PL(d_0) = 49.81$ dB, $n = 4.22$ 이며, $\sigma_s = 6.81$ 로 설정되는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 5

청구항 1에 있어서,

상기 송신기는,

2개의 전압레벨을 사용하는 디지털 데이터를 입력으로 취하여 직렬에서 병렬로 변환함으로써, 동 위상 성분 I와 직교 성분 Q를 생성하는 S/P 컨버터;

90° 위상 오프셋을 갖는 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 반송파 주파수를 생성하는 제1 국부 발진기;

상기 국부 발진기에서 생성되는 90° 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 동 위상 성분 I를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 제1 변조기;

상기 제1 국부 발진기에서 생성되는 90° 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 직교 성분 Q를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 제2 변조기;

상기 제1 변조기 및 제2 변조기에서 생성된 2개의 아날로그 신호를 합하여 QPSK 신호를 생성 및 출력하는 제1 가산기; 및

상기 가산기에서 생성된 QPSK 신호의 전력을 증폭시키는 전력 증폭기;를 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 6

청구항 1에 있어서,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템은,

신체 내부 혹은 외부에 위치되며, 특정 송신기에서 전송된 QPSK 신호를 복조하여 디지털 신호로 출력하는 수신기;를 더 포함하며,

상기 수신기는,

90° 위상 오프셋을 갖는 국부발진신호를 생성하는 제2 국부 발진기;

상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 동 위상 성분 I를 생성하는 제1 믹서;

상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 직교 성분 Q를 생성하는 제2 믹서;

상기 제1 믹서에서 생성된 동 위상 성분 I에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 제1 적분기;

상기 제2 믹서에서 생성된 직교 성분 Q에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 제2 적분기;

상기 제1 적분기에서 적분된 위상 성분 I를 디지털 신호로 변환하는 제1 결정 회로;

상기 제2 적분기에서 적분된 직교 성분 Q를 디지털 신호로 변환하는 제2 결정 회로; 및

상기 제1 결정 회로 및 제2 결정 회로에서 변환된 2개의 디지털 신호를 혼합하는 제2 가산기;를 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 7

청구항 5 또는 청구항 6에 있어서,

상기 제1 국부 발진기 및 제2 국부 발진기는,

PLL 기준신호 생성기를 사용하여 구성되는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템.

청구항 8

바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법에 있어서,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스 내부에 장착되는 송신기에서, 바디 센서를 통해 측정된 디지털 데이터를 QPSK 신호로 변조하여 아날로그 신호로 송신하는 단계; 및

신체 내부 혹은 외부에 장착되는 수신기에서, 특정 송신기로부터 전송된 QPSK 신호를 복조하여 디지털 신호로 출력하는 수신 단계;를 포함하며,

상기 송신기는 스킨채널을 통해서 상기 아날로그 신호를 송신하도록 설계되며, 상기 스킨채널은 안테나를 신체에 임플란트한 경우에, 통계적인 경로 손실 모델 파라미터를 추출하여 모델링하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법은,

상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 사용하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

청구항 10

청구항 8에 있어서,

상기 통계적인 경로 손실은,

$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10} \left(\frac{d}{d_0} \right) + S$ 로 정의되며, 상기 $PL(d_0)$ 은 기준 거리에서의 경로 손실(dB)이며, $d_0 = 50$ mm, n 은 경로 손실 지수이며, $S \sim N(0, \sigma_s)$ 은 임플란트 주위의 다른 조직에 의해 발생하는 산란을 나타내는 확률변수이며, S 는 평균이 0이고 표준 편차가 σ_s 인 정규 분포를 갖는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서,

상기 통계적인 경로 손실에 대한 파라미터는,

안테나가 신체의 피부 깊숙한 곳에 임플란트되는 경우, $PL(d_0) = 47.14$ dB, $n = 4.26$ 이며, $\sigma_s = 7.85$ 이며,

상기 안테나가 신체의 피부 표면에 임플란트되는 경우, $PL(d_0) = 49.81$ dB, $n = 4.22$ 이며, $\sigma_s = 6.81$ 로 설정되는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

청구항 12

청구항 8에 있어서,

상기 송신하는 단계는,

S/P 컨버터에서, 2개의 전압레벨을 사용하는 디지털 데이터를 입력으로 취하여 직렬에서 병렬로 변환함으로써, 동 위상 성분 I와 직교 성분 Q를 생성하는 단계;

제1 국부 발진기에서, 90° 위상 오프셋을 갖는 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 반송파 주파수를 생성하는 단계;

제1 변조기에서 상기 제1 국부 발진기에서 생성되는 90° 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 동 위상 성분 I를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 단계;

제2 변조기에서, 상기 제1 국부 발진기에서 생성되는 90° 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 직교 성분 Q를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 단계;

제1 가산기에서, 상기 제1 변조기 및 제2 변조기에서 생성된 2개의 아날로그 신호를 합하여 QPSK 신호를 생성 및 출력하는 단계; 및

전력 증폭기에서, 상기 가산기에서 생성된 QPSK 신호의 전력을 증폭시키는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

청구항 13

청구항 8에 있어서,

상기 수신 단계는,

제2 국부 발진기에서, 90° 위상 오프셋을 갖는 국부발진신호를 생성하는 단계;

제1 믹서에서, 상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼

합하여 동 위상 성분 I를 생성하는 단계;

제2 믹서에서, 상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 직교 성분 Q를 생성하는 단계;

제1 적분기에서, 상기 제1 믹서에서 생성된 동 위상 성분 I에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 단계;

제2 적분기에서, 상기 제2 믹서에서 생성된 직교 성분 Q에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 단계;

제1 결정 회로에서, 상기 제1 적분기에서 적분된 위상 성분 I를 디지털 신호로 변환하는 단계;

제2 결정 회로에서, 상기 제2 적분기에서 적분된 직교 성분 Q를 디지털 신호로 변환하는 단계; 및

제2 가산기에서, 상기 제1 결정 회로 및 제2 결정 회로에서 변환된 2개의 디지털 신호를 혼합하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 저전력 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것으로, 더욱 상세하게는, 11 Mbps 고속 데이터 송수신을 위해서 의료용 임플란트 통신 시스템(MICS, Medical Implant Communication System)에서 사용하는 402~405 MHz 주파수 밴드에서 낮은 전력 소모를 필요로 하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스에 적용하기 위한 무선 QPSK(quadrature phase shift keying) 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 지난 몇 년 동안 나노기술의 급속한 발전은 고성능 바이오메디컬 임플란트 디바이스 분야에 있어 중요한 혁신을 가져왔으며, 이에 따라 의료용 임플란트 통신 시스템(Medical Implant Communication System, 이하 MICS) 기술 분야에 대한 연구 개발이 매우 요구되고 있는 실정이다.

[0003] 상기 고성능 바이오메디컬 임플란트 디바이스는 무선 기술의 사용을 통해 혈중 산소 농도, 근육 자극 및 신경 보철 수, 심박수, 맥박, 체온, 세포의 수분 흡수율, 심초음파(ECG), 혈압과 같은 신체적 특성의 다양한 변화를 모니터링하고 검출하여 다양한 질병의 치료에 도움을 줄 수 있다.

[0004] 그러나 무겁고 부피가 큰 구성 요소와 엄청난 수의 온-칩 인덕터(On-chip Inductors)를 제거하는 등의 최근 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 크기 축소 개발 상황에 있어서, 의료 통신의 모든 요구 사항을 만족시킬 수 있는 무선 통신 인터페이스는 여전히 구현하기 어려운 상태이다.

[0005] 먼저, 상기 MICS에 대해 설명하자면, MICS는 의료용 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 관련된 데이터 전송을 위해 전 세계에서 허용되는 저전력, 단거리(2m) 및 고속 데이터 통신 대역(코어 대역 : 402-405 MHz)을 사용한다.

[0006] 더욱 상세하게는, MICS는 인체내에 무선장치를 이식하여 환자와의 접촉없이 외부 송신기 및 모니터와 자동으로 환자의 상태를 관리하는 시스템으로, 402-405 MHz에서 작동하는 바이오메디컬 임플란트 디바이스(Medical Implant Devices)와 인근 컨트롤러 사이의 저전력, 단거리 및 고속 데이터 통신 시스템이다.

[0007] 상기 MICS의 연혁을 살펴보면, 미국 연방 통신위원회(FCC)는 1999년에 MICS를 구성하여 환자에게 이식된 이동식 무선 장치를 사용하여 이식된 의료 기기와 관련된 진단 및/또는 치료 기능을 지원하는 데이터를 전송하도록 허용하였으며, 2003년 10월 호주 통신 당국(ACA, Australian Communication Authority)은 국제 전기 통신 연합 지역 부문(ITU-R) 권고 및 기타 국제 규제 약정에 따라 비보호(no protection), 무간섭(no interference) 기준으로 402-405 MHz 대역에서 MICS 디바이스의 작동을 지원하는 규제 장치를 발표했다. 2002년 영국 무선 통신국(MBC)은 유럽 무선 통신위원회(ERC) 권고안과 유사하게 402-405 MHz 대역에서의 MICS 사용을 지원하였으며, 2007년과 2009년에서 유럽 전기 통신 표준 단체(ETSI)는 401-402 MHz, 405-406 MHz 및 402-405 MHz 대역을 사용하는 이식 장치에 대한 완전한 규정이 있는 문서를 게시하였다. 또한, 2009년 상기 FCC는 의료용 임플란트 통신을 위해 401-402 MHz 및 405-406 MHz에서 인접한 "윙(wing)" 밴드의 새로운 스펙트럼에 2 MHz를 추가로 포함했고, 2010년 2월 캐나다의 산업부는 의료용 기기에 401-406 MHz 대역을 사용할 것을 제안하였다.

[0008] MICS 표준은 다양한 무선 센서 네트워크(WSNs), 특히 이식형 장치의 크기, 전력 소모 및 주파수 대역 요구 사항

에 사용되는 기존 표준과 비교할 때 몇 가지 기능에 더 구체적이다.

- [0009] 예를 들어, MICS 프로토콜은 402-405 MHz 주파수 대역에서 25 uW (-16 dBm) 유효 등방성 복사 전력(EIRP, Effective Isotropic Radiated Power)을 사용한다. 이것은 소형 안테나를 갖춘 저전력 송신기로 가능하기 때문에 임플란트 디바이스의 소형 및 경량화가 가능하고, 또한 동일한 주파수 대역에서 작동하는 다른 바이오 센서 장치에 의한 간섭의 영향을 상당 부분 제거하는 데 도움이 된다. 또한, 인체 조직에 대한 열 영향 감소로 임플란트 바이오센서(IFS)로 인한 열 흡수 및 온도 상승을 낮추는 데 도움이 된다. ZigBee 및 Bluetooth (IEEE 802.15.1)와 같은 표준을 사용하는 오늘날의 저전력 무선 장치는 이러한 엄격한 요구 사항을 충족시킬 수 없다. 또한, 바이오메디컬 임플란트 디바이스는 소형화 및 저전력 특성 외에도 장기간의 응용에 필요한 서비스를 제공할 수 있을 정도로 견고해야 한다. 또한 300 KHz의 10개 채널이 밴드에 할당되며, MICS는 외부 유도 장치가 환자의 피부에 닿아야 할 필요가 있는 이전 유도 기술과 비교하여 의료 장치 개발자에게 추가적인 유연성을 제공하였다.
- [0010] 한편, QPSK는, PSK의 하나로써, 전송하고자 하는 두 값(0 또는 1)의 전송신호를 반송파의 0위상과 π 위상의 2위상에 대응시켜 전송하는 BPSK(Binary Phase Shift Keying)와는 달리, 두 값의 디지털 신호 0과 1의 2비트를 모아 반송파의 4위상에 대응시켜 전송하는 방식을 말한다. 예를 들면 0위상에 (0, 0), $\pi/2$ 위상에 (0, 1), π 위상에 (1, 0), $3\pi/2$ 위상에 (1, 1)을 대응시켜 전송하는 하는 것이다.
- [0011] 즉, BPSK는 1개의 부호(1 심볼)로 1비트의 정보를 전송하는 것으로서, 전송하려는 바이너리 신호를 반송파의 0도와 180 도에 대응시켜 전송하는 디지털 변조 방식인데 비해, QPSK는 반송파의 위상변화를 90도 간격으로 하여, 1 심볼로 2 비트의 정보를 전송하는 방식으로, 동일한 주파수 대역폭에서 BPSK에 비해 2 배의 정보를 전송할 수 있다.
- [0012] 보다 구체적으로는 입력신호를 직병렬 변환회로에 의해 2 개의 신호열로 나눈 후, 위상차가 90 도인 2 개의 반송파(cosine파와 sine파)로 각각 BPSK 변조한 후, 각각의 변조신호가 가산기에서 합쳐져 QPSK가 된다. 이때 일 반적으로 cosine파를 곱한 측의 신호를 I 신호, sine파를 곱한 측의 신호를 Q 신호라고 부른다. 즉, QPSK는 보내고자하는 데이터를 4 가지 위상으로 매핑하여 보내며, 이때 4 가지 위상은 각기 90 도씩의 차이가 있는데 그렇게 함으로써 평균적으로 신호검출확률을 치우치지 않게 한다. 이와 같이 QPSK 변조 방식은 모든 데이터의 정보가 위상으로 매핑되므로 전송 에너지가 충분치 않더라도 정보를 전송할 수 있는 효과가 있다.
- [0013] 도 1은 무선 링크를 통해 외부 호스트와 연결된 임플란트 디바이스의 QPSK 데이터 송수신 시스템 기본 블록 다이어그램을 보여주는데 데이터는 피부와 공기 매체를 통과해야 하므로, 임플란트 디바이스와 외부 장치 사이의 채널을 설계하려면 극복해야 할 많은 과제가 있다.
- [0014] 그 중에서도 가장 큰 과제는 칩 면적을 줄이면서 높은 데이터 전송률로 정보를 전송하기 위한 저전력 소비를 달성하는 것이다. 임플란트 디바이스의 전력 소비 감소 기술 중 하나인 전력 수확 기술은 효율적으로 장치에 전원을 공급하고 조심스럽게 저장된 전력을 소비하는데 사용될 수 있으나 아직 전력 수확 기술 자체는 연구 개발 단계에 있다.
- [0015] 또한, 또 다른 큰 과제는 임플란트 디바이스에서 무선 방식으로 정보를 전송하는 것으로, 이와 같은 문제를 극복하기 위한 많은 노력이 수행되었다.
- [0016] "A 400 MHz Wireless Neural Signal Processing IC With 625 μ On-Chip Data Reduction and Reconfigurable BFSK/QPSK Transmitter Based on Sequential Injection Locking ." (IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, Vol. 11, No. 3, June 2017)에서는 QPSK 변조 방식을 사용하여 기록 된 신경 데이터를 8 Mbps 데이터 전송률로 전송할 수 있다고 기재되어 있고, 반면에 "Proprietary MICS/ISM Wireless Transceiver with Scalable Data Rate for Medical Implantable Applications." (IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, Vol. 19, No. 3, May 2015.)에서는 DBPSK(Variable Data Rate)/GMSK(Gaussian Minimum Shift Keying) 및 D-8PSK 변조 방식을 사용하여 0.04 μ m 크기의 트랜시버에서 11.5 Kbps ~ 4.5 Mbps의 가변 데이터 전송률로 데이터를 전송할 수 있다고 기재되어 있다.
- [0017] 또한, "Performance Evaluation of Reliable Communications for Wireless In-body Sensor Networks", (International Conference on Computer, Information and Telecommunication Systems (CITS), 2017)에 따르면, MICS 대역의 경우 비트 오류율이 10⁻³의 BER로 데이터 전송률 1Mbps 및 10Mbps이 달성되었고, "An 8 Mbps Data Rate Transmission by Inductive Link Dedicated to Implantable Devices"(IEEE International Symposium on Circuits and Systems, 2008)에 따르면, 공급 전압이 1.8 V 인 180 nm 테크놀로지에서는 8 Mbps의

데이터 전송률 달성되었다.

[0018] 한편, 무선 데이터 송수신기에서, 신체로부터의 획득 데이터는 특정 캐리어 주파수를 갖는 변조기에 의해 처리되고 인코딩되며, 인덕티브 또는 정의된 안테나(예: RF 또는 초광대역(UWB) 안테나)에 의해 정의된 주파수 대역을 통해 전송된다. 신체 내부의 임플란트 디바이스와 신체 외부 호스트 사이의 거리는 사람의 나이 및 성별뿐만 아니라 부품에 따라 1cm 내지 5m 정도로 작기 때문에, 그들 사이의 IEEE 802.15.6 통신은 가시거리통신(LOS, line-of-sight)이다. 그럼에도 불구하고 신호는 정확한 방향으로 피부와 자유공기매체를 통과해야 한다. 따라서 스킨채널을 디자인하는 것이 중요하다. 또한, 피부의 깊이는 신체 부위의 위치뿐만 아니라 사람의 나이와 성별에 따라 다르다.

[0019] IEEE 802.15.6은 표 1에 주어진 이식형 의료 기기의 무선 데이터 송수신기에 대한 채널 및 경로 손실 모델을 설계하기 위해 서로 다른 MICS 대역에 대해 7가지 시나리오를 정의하였다.

[0020] [표 1]

Scenario	Description	Frequency Band	Channel Model
S1	Implant to Implant	402-405 MHz	CM1
S2	Implant to Body Surface	402-405 MHz	CM2
S3	Implant to External	402-405 MHz	CM2
S4	Body Surface to Body Surface (LOS)	13.5, 50, 400, 600, 900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM3
S5	Body Surface to Body Surface (NLOS)	13.5, 50, 400, 600, 900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM3
S6	Body Surface to External (LOS)	900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM4
S7	Body Surface to External (NLOS)	900 MHz 2.4, 3.1-10.6 GHz	CM4

[0021]

[0022] 이와 같은 기술적 배경에 따라 본 발명은 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 일반적인 응용에 매우 필요한 8-11 Mbps 범위의 HDR(high data rate) 통신을 달성하고, 의료용 임플란트 통신 서비스(Medical Implant communication Service) IEEE 표준 스킨채널을 갖춘 저전력 무선 QPSK 데이터 송수신 시스템을 제시하고자 한다. 한편, 선행기술문헌으로서, 미국등록특허공보 US 7092763 B1(2006.08.15 공개일)은 임플란트 시스템의 리모트 컨트롤 장치에 관한 기술로서, BPSK, QPSK 또는 FM 신호를 사용하는 임플란트 디바이스에 관한 기술을 제시하고 있고, 미국공개특허공보 US 2010-0161002 A1(2010.06.24 공개일)은 슬롯 안테나를 가진 의료용 임플란트 기기에 관한 기술로서, PSK, QPSK 등의 변조 기술을 이용하는 의료용 임플란트 기기에 관한 기술을 제시하고 있으며, 유럽공개특허공보 EP 2925019 A1(2015.09.30 공개일)은 QPSK를 사용하는 보청기 기술을 제시하고 있으나, 상기 선행기술문헌들은 본 발명에서와 같이 바이오메디컬 임플란트 디바이스에서 요구되는 특성을 만족시키면서도 11Mbps 이상의 높은 데이터 속도를 가지는 QPSK 데이터 송수신 시스템에 관한 내용은 제시하고 있지 않다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0023] 본 발명은 상기된 과제를 해결하기 위해 창작된 것으로, 개선된 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 일반적인 응용에 필요한 8-11 Mbps 범위의 HDR(high data rate)을 가지며, 의료용 임플란트 통신 서비스 밴드(402-405 MHz)의 지정된 표준 스킨채널을 갖춘 저전력 QPSK(Quadrature Phase Shift Keying) 무선 데이터 송수신 시스템 및 그 방법을 제공하고자 하는 데 그 목적이 있다.

과제의 해결 수단

[0024] 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 MICS 밴드를 사용하는, 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템은, 바이오메디컬 임플란트 디바이스 내부에 장착되며, 상기 바이오메디컬 임플란트 디바이스를

통해 측정된 디지털 데이터를 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 갖는 QPSK 신호로 변조하여 아날로그 신호로 송신하는 송신기; 및 신체 외부에 위치되며, 상기 송신기에서 전송된 QPSK 신호를 복조하여 디지털 신호로 출력하는 수신기;를 포함하며, 상기 송신기는 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널 중 적어도 하나 이상의 채널을 통해 QPSK 신호를 송신하는 것을 특징으로 한다.

[0025] 또한, 일 실시예로서, 상기 송신기는, 2개의 전압레벨을 사용하는 디지털 데이터를 입력으로 취하여 직렬에서 병렬로 변환함으로써, 동 위상 성분 I와 직교 성분 Q를 생성하는 S/P 컨버터; 90도 위상 오프셋을 갖는 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 반송파 주파수를 생성하는 제1 국부 발진기; 상기 국부 발진기에서 생성되는 90도 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 동 위상 성분 I를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 제1 변조기; 상기 제1 국부 발진기에서 생성되는 90도 위상 오프셋을 갖는 반송파 주파수에 상기 S/P 컨버터에서 생성되는 직교 성분 Q를 혼합시켜 아날로그 신호로 변조하는 제2 변조기; 상기 제1 변조기 및 제2 변조기에서 생성된 2개의 아날로그 신호를 합하여 QPSK 신호를 생성 및 출력하는 제1 가산기; 및 상기 가산기에서 생성된 QPSK 신호의 전력을 증폭시키는 전력 증폭기;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0026] 또한, 일 실시예로서, 상기 수신기는, 90도 위상 오프셋을 갖는 국부발진신호를 생성하는 제2 국부 발진기; 상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 동 위상 성분 I를 생성하는 제1 믹서; 상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 직교 성분 Q를 생성하는 제2 믹서; 상기 제1 믹서에서 생성된 동 위상 성분 I에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 제1 적분기; 상기 제2 믹서에서 생성된 직교 성분 Q에 대한 사다리꼴 적분을 수행하는 제2 적분기; 상기 제1 적분기에서 적분된 위상 성분 I를 디지털 신호로 변환하는 제1 결정 회로; 상기 제2 적분기에서 적분된 직교 성분 Q를 디지털 신호로 변환하는 제2 결정 회로; 및 상기 제1 결정 회로 및 제2 결정 회로에서 변환된 2개의 디지털 신호를 혼합하는 제2 가산기;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0027] 또한, 본 발명의 또 다른 일 실시예로서, 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 MICS 밴드를 사용하는, 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법은, 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 통해 측정된 디지털 데이터를 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 갖는 QPSK 신호로 변조하는 단계; 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널 중 적어도 하나 이상의 채널을 통해 상기 QPSK 신호를 송신하는 단계; 및 QPSK 신호를 수신하여 디지털 데이터 신호로 복조하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0028] 본 발명은 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것으로, 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 MICS 밴드를 사용하는, 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에 있어서, 송신 채널로 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널을 통해 QPSK 신호를 송신하는 방법을 사용함으로써, 11 Mbps 이상의 높은 데이터 속도에서도 $BER = 10^{-3}$ 및 SNR = 14 dB의 목표를 달성 할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0029] 도 1은 무선 링크를 통해 외부 호스트와 연결된 QPSK 데이터 송수신 시스템 기본 블록 다이어그램을 도시한 것이다.

도 2a는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템의 구성에 대해 나타낸 블록도이고, 도 2b는 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법에 대해 나타낸 흐름도이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN 채널을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN 채널을 통해서 전송된 신호의 성상도를 나타낸 것이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 스킨채널을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 스

킨채널을 통해서 전송된 신호의 성상도(Constellation Diagram)를 나타낸 것이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 레일리 페이딩 채널을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 레일리 페이딩 채널을 통해서 전송된 신호의 성상도를 나타낸 것이다.

도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 스킨채널 및 AWGN 채널의 거리당 경로 손실을 나타낸 그래프이다.

도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 레일리 페이딩 채널의 거리당 경로 손실을 나타낸 그래프이다.

도 11 내지 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서, 각 채널별 전송 에너지를 포함한 회로 에너지 소비에 대해 나타난 그래프로서, 도 11은 AWGN에 관한 것이고, 도 12는 스킨채널에 관한 것이며, 도 13은 레일리 페이딩 채널에 관한 것이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0030] 본 발명은 바이오 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 의료용 임플란트 통신 시스템(Medical Implant Communication System, 이하 MICS)에 사용되는 저전력 QPSK(Quadrature Phase Shift Keying) 데이터 송수신 시스템 및 그 방법에 관한 것으로서, 더 높은 데이터 속도 요건과 낮은 전력 소모를 위하여 MICS에 QPSK 변조 방식을 사용한 것이다.
- [0031] 본 발명에 따른 시스템은 MICS 주파수 대역(중심 주파수 : 403.5 MHz)을 갖는 직접 QPSK 변조 방식에 의해 신호를 변조하여 전송하며, 변조된 데이터는 11 Mbps의 전송 속도로 별도의 3 개 채널을 통해 전송된다.
- [0032] 첫 번째 채널은 기준 거리가 50 mm인 IEEE 802.15.6 표준 (CM2 시나리오)에 따라 설계된 스킨채널이다. 두 번째 채널은 AWGN(Additive White Gaussian Noise) 채널이다. 세 번째는 레일리 페이딩 채널(Rayleigh fading channel)이다.
- [0033] 데이터 송수신 시스템의 성능은 신호 대 잡음비(SNR) 대(vs.) 비트 오류율(BER)의 관점에서 평가된다. 본 발명에 따른 MICS 밴드 QPSK 데이터 송수신 시스템은 11 Mbps 이상의 높은 데이터 속도에서 바이오메디컬 임플란트 디바이스에서 요구되는 특성을 충족시키는 BER = 10^{-3} 및 SNR = 14 dB의 목표를 달성 할 수 있다.
- [0034] 수신기 감도 및 경로 손실 변화는 각 채널에 대한 비트 당 거리 및 에너지 소비에 따라 결정된다.
- [0035] 디지털 변조 기술에서, 디지털 데이터는 데이터 전송을 위해 반송파 신호 상에 매핑된다. 디지털 데이터의 시퀀스는 고주파수 반송파 신호의 파라미터를 변경하는 데 사용된다. 또한, 변조 기술은 잡음과 왜곡이 있는 곳에서도 높은 데이터 전송률, 데이터 보안, 품질 신호, 단순한 아키텍처, 낮은 전력 소모, 페이딩 통신 채널을 통한 성능 향상, 채널 기능 향상 및 더 높은 정확도를 제공한다.
- [0036] 그러나 전체 송수신 시스템을 설계 할 때 전력 소비, 데이터 속도 및 대역폭 크기와 같은 몇 가지 단점이 고려되며, 변조 방식의 선택은 바이오메디컬 임플란트 디바이스용 무선 송수신 시스템을 설계 할 때 중요한 요소이다. 변조 방식을 선택하는 주요 기준은 주로 전력 소비, 대역폭 및 시스템 효율에 따라 달라진다.
- [0037] 바이오메디컬 임플란트에 사용되는 기술로는 ASK(amplitude shift keying), FSK(frequency shift keying), PSK(phase shift keying), QPSK, OQPSK(offset QPSK), DPSK(differential PSK), 8-PSK 등이 있는데, 본 발명에서 사용되는 QPSK 변조는 ASK, FSK와 같은 바이오메디컬 임플란트 디바이스에 사용되는 다른 기술과 비교하여 유연성, 저전력 소비, 우수한 스펙트럼 효율, 높은 데이터 속도 및 높은 SNR을 가진다.
- [0038] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 대해 상세히 설명하도록 한다.
- [0039] 도 2a는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템의 구성에 대해 나타난 블록도이다.
- [0040] 도 2a에 도시된 바와 같이, 본 발명에 따른 QPSK 데이터 송수신 시스템은, 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 MICS 밴드를 사용하는 QPSK 데이터 송수신 시스템으로서, 바이오메디컬 임플란트 디바이스 내부에 장착되며, 상기 바이오메디컬 임플란트 디

바이스를 통해 측정된 디지털 데이터를 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 갖는 QPSK 신호로 변조하여 아날로그 신호로 송신하는 송신기(100) 및 신체 외부에 위치되며, 상기 송신기에서 전송된 QPSK 신호를 복조하여 디지털 신호로 출력하는 수신기(200)를 포함하여 구성된다.

- [0041] 또한, 상기 송신기(100)는 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널 중 적어도 하나 이상의 채널을 통해 QPSK 신호를 송신하도록 구성된다.
- [0042] 보다 구체적으로는, 상기 송신기(100)는 S/P 컨버터(110), 제1 변조기(131), 제2 변조기(132), 제1 국부 발진기(120), 전력 증폭기(150) 및 제1 가산기(140)를 포함하여 구성된다.
- [0043] 상기 S/P(serial-to-parallel) 컨버터(110)는, 2개의 전압레벨을 사용하는 디지털 데이터(2진 디지털 데이터)를 입력으로 취하여 다른 타이밍으로 2비트마다 직렬(serial)에서 병렬(parallel)로 변환(conversion)함으로써, 동 위상 성분 I와 직교 성분 Q를 생성한다.
- [0044] 그 후, 상기 동 위상 성분 I와 직교 성분 Q는, 상기 제1 및 제2 변조기를 통하여 각각 상기 제1 국부 발진기(120)에서 생성되는 90° 위상 오프셋을 갖는 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 반송파 주파수에 혼합되어 아날로그 신호로 변조된다.
- [0045] 이와 같이 제1 및 제2 변조기(131, 132)에서 생성된 2개의 아날로그 신호(동 위상 성분 I와 직교 성분 Q)는 상기 제1 가산기(140)를 통해 혼합되어 QPSK 신호를 생성하고, 이는 상기 전력 증폭기(150)를 통해 신호의 전력이 증폭되어 송신된다.
- [0046] 상기와 같이 송신기(100)에서 송신되는 QPSK 신호는 11 Mbps의 높은 데이터 속도로 매체로 전송되며, 또한 상기 송신기(100)에서 송신되는 QPSK 신호는 아날로그 신호로서, 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널 중 적어도 하나 이상의 채널을 통해 전송되며, 이에 별도로 잡음과 경로 손실 페이딩이 상기 송신기에서 송신되는 QPSK 신호에 추가된다.
- [0047] 한편, 상기 수신기(200), 제2 국부 발진기(210), 제1 믹서(221), 제2 믹서(222), 제1 적분기(231), 제2 적분기(232), 제1 결정 회로(241), 제2 결정 회로(242) 및 제2 가산기(250)를 포함하여 구성된다.
- [0048] 상기 수신기(200)는 코히어런트(Coherent) QPSK 검출 방법을 사용하여 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 있어서 면적과 전력을 줄일 수 있다.
- [0049] 보다 구체적으로는, 상기 제2 국부 발진기(210)는 90° 위상 오프셋을 갖는 국부발진신호를 생성하며, 상기 제1 및 제2 믹서는 상기 송신기로부터 수신되는 QPSK 신호를 상기 제2 국부 발진기(210)에서 생성되는 국부발진신호와 혼합하여 동 위상 성분 I 및 직교 성분 Q를 생성하는 것이다.
- [0050] 제1 및 제2 믹서(221, 222)에서 생성된 동 위상 성분 I 및 직교 성분 Q는 제1 적분기(231) 및 제2 적분기(232)에서 사다리꼴 적분되어, 제1 결정 회로(241) 및 제2 결정 회로(242)를 통해 디지털 신호로 변환된다.
- [0051] 상기 제2 가산기(250)는 상기 제1 결정 회로(241) 및 제2 결정 회로(242)에서 변환된 2개의 디지털 신호를 혼합하여 디지털 데이터를 생성 및 출력한다.
- [0052] 한편, 본 발명에 따른 QPSK 데이터 송수신 시스템은 상기 국부 발진기 대신 PLL 기준 신호 발생기를 적용하여 보다 효율적으로 구성할 수도 있다.
- [0053] 도 2b는 본 발명의 또 다른 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법에 대해 나타낸 흐름도이다.
- [0054] 도 2b에 나타난 바와 같이, 본 발명에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 방법은, 우선 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 통해 측정된 디지털 데이터를 402 내지 405 MHz 주파수 대역을 갖는 QPSK 신호로 변조하는 단계(S101), 스킨채널, AWGN 채널 및 레일리 페이딩 채널 중 적어도 하나 이상의 채널을 통해 상기 QPSK 신호를 송신하는 단계(S102) 및 QPSK 신호를 수신하여 디지털 데이터 신호로 복조하는 단계(S103)를 포함한다.
- [0055] QPSK 변조
- [0056] MICS에서 QPSK 변조를 사용하여 얻을 수 있는 최대 데이터 전송 속도
- [0057] QPSK 변조기는 90° 위상 변이 전송 모드의 2개의 BPSK 변조기로 구성된다. QPSK에서 정보는 심볼(symbol)의 위

상에 포함된다. QPSK는 높은 데이터 속도, 즉 심볼 당 2 비트를 동시에 송신하는 능력을 갖는다.

[0058] QPSK는 2개의 독립적인 직교 캐리어를 갖는다. 짝수 비트(또는 홀수 비트)는 동 위상 성분을 변조하는데 사용되고 홀수 비트(또는 짝수 비트)는 캐리어의 직교 위상 성분을 변조하는데 사용된다. 동 위상(In phase (I)) 및 직교 위상(Quadrature phase (Q)) 데이터 스트림이 동시에 전송된다.

[0059] QPSK는 효율적으로 데이터를 전송하기 위해 4단계를 가지므로 QPSK 변조는 심볼 기간 당 4위상 상태를 갖는다. QPSK에서 데이터는 2비트 쌍으로 분할되고, 각각의 2비트 쌍은 심볼로 알려져 있다. 각 심볼은 45° , 135° , 225° , 315° 와 같은 캐리어의 서로 다른 위상에서 등 간격으로 배치된다.

[0060] QPSK 신호는 [수학식 1]과 같이 표현된다.

$$S_i(t) = A \cos(2\pi f_c t + \varphi(t)), 0 \leq t \leq T \quad \text{[수학식 1]}$$

[0062] 여기서 $A = \sqrt{2E/T}$, $\varphi(t) = (2i + 1)\pi, 0 \leq t \leq T$, $S_i(t)$ = QPSK 신호, $\Phi(t)$ = 신호의 위상, T = 심볼 지속 시간, E = 심볼 당 전송된 에너지 신호, f_c = 반송파 주파수, $i = 0, 1, 2, 3$ 은 심볼 상태를 나타낸다.

[0063] 또한, I 및 Q 신호는 [수학식 2] 및 [수학식 3]과 같이 표현된다.

$$I = \sqrt{\frac{2E}{T} \cos(2\pi f_c t)} \quad \text{[수학식 2]}$$

$$Q = \sqrt{\frac{2E}{T} \sin(2\pi f_c t)} \quad \text{[수학식 3]}$$

[0066] QPSK 데이터 송수신 시스템에서 변조기는 I 성분을 RF 반송파와 혼합하고, Q 성분을 동일한 RF 반송파와 혼합하지만 90도 위상 오프셋을 갖는다. Q 신호는 I 신호로부터 감산되고, 최종 RF 변조 신호를 생성하며, 이는 [수학식 4]와 같이 표현 될 수 있다.

$$s(t) = A \cos \theta \cos(2\pi f_c t) - A \sin \theta \sin(2\pi f_c t) \quad \text{[수학식 4]}$$

[0068] 상기 설명한 바와 같이, QPSK 변조는 1 비트가 아닌 심볼 당 2 비트가 전송 될 수 있기 때문에 더 높은 데이터 전송률을 얻기 위해 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 데이터 송수신에 사용된다. 이것은 [수학식 5]로부터 이해할 수 있다.

$$R_b = 2B \log_2 M \quad \text{[수학식 5]}$$

[0070] 여기 R_b 는 비트율, B 는 대역폭이고 M 은 변조 크기이다. 이제 MICS 대역폭 요구 사항에 대해, $B = 3 \text{ MHz}$ 및 $M = 4 = 2^2$ 이면, $R_b = 12 \text{ Mbps}$, 즉 최대 이론적 데이터 속도는 12 Mbps가 될 것이다. 이것은 2 m 거리에 대해 QPSK 변조를 사용하는 MICS 대역에서 이론상 가장 높은 데이터 전송률이다.

[0071] QPSK 복조

[0072] QPSK 복조기의 경우, 코히어런트 복조기(coherent demodulator)가 사용된다. 코히어런트 검출 기술에서, 반송파 주파수 및 위상에 대한 정보는 수신기에 알려져야 한다. 이것은 수신기에서 위상 동기 루프(Phase Locked Loop, PLL)를 사용하여 달성 할 수 있다. 상기 PLL은 본질적으로 들어오는 반송파 주파수에 고정되어 주파수 및 위상의 변동을 추적한다.

[0073] 그러나 이하에서는 PLL을 사용하지 않고, 반송파 위상 복원이 수행되고 단순히 수신기에서 생성된 기준 주파수 $\cos(\omega t)$ 및 $\sin(\omega t)$ 가 사용된다.

[0074] 복조기에서 수신된 신호는 분리된 지점(동 위상 및 직교 지점)에서 기준 주파수 생성기 $\cos(\omega t)$ 및 $\sin(\omega t)$ 에 의해 곱해진다. 각 암에서 곱해진 출력은 사다리꼴 적분기(trapezoidal integrator)를 사용하여 1/2 비트 기간 동안 통합된다.

[0075] 임계값 검출기는 임계값에 기초하여 각각의 통합된 비트에 대한 결정을 한다. 마지막으로, 동 위상 암(또는 짝수 비트) 및 직교 위상 암(또는 홀수 비트)상의 비트는 검출 된 정보 스트림을 형성하기 위해 재 매핑 된다.

[0076] 스킨채널 모델

[0077] 인간의 조직 구조와 신체 형태의 복잡성으로 인하여 신체 영역 네트워크(BAN)에 대한 간단한 경로 손실 모델을 유도하기가 어렵다. BAN 애플리케이션을 위한 안테나가 신체 표면 또는 내부에 배치되기 때문에, BAN 채널 모델은 무선 전파에 대한 신체의 효과, 즉 피부 조직 및 다른 신체 조직 특성을 고려할 필요가 있다.

[0078] 따라서 IEEE 802.15.6 작업 그룹은 임플란트 노드(Implant Node), 신체 표면 노드(Body Surface Node) 및 외부 노드(External Node)로 세 가지 유형의 통신 노드를 정의하고 있다.

[0079] 먼저, 상기 임플란트 노드는 인체 내부에 배치된 노드로서, 신체 조직 내부의 더 깊은 곳까지 피부 바로 아래에 있을 수 있다. 또한, 신체 표면 노드는 인간의 피부 표면 또는 최대 2cm 떨어진 곳에 놓이는 노드이다. 또한, 상기 외부 노드는 인간의 피부와 접촉하지 않는 노드로서, 신체로부터 몇 센티미터에서 5 미터 사이에 놓이는 노드이다.

[0080] 통신 노드의 위치(신체 내부, 표면, 외부)를 기반으로 결정되는 7 가지 시나리오로 그룹화 된다. 아래 [표 2]는 통계적 경로 손실 모델의 파라미터를 나타낸 것이다.

[0081] 본 발명에서는 시뮬레이션을 위해 MICS 대역 시나리오 S2와 채널 모델 CM2를 사용하였다.

[0082] [표 2]

Implant to Body Surface	$PL(d_0)(dB)$	n	σ_s
Deep Tissue	47.14	4.26	7.85
Near Surface	49.81	4.22	6.81

[0083]

[0084] 인체 내부의 물리적인 측정과 실험적 연구가 가능하지 않기 때문에 본 발명에서는 MICS의 전파 특성을 연구하기 위해 3D 시뮬레이션과 시각화 기법을 사용하였다.

[0085] 통계적 경로 손실 모델의 파라미터는 [수학식 6]에 맞게 추출되었다.

[0086]
$$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10} \left(\frac{d}{d_0} \right) + S$$
 [수학식 6]

[0087] 여기서 $PL(d_0)$ 은 기준 거리에서의 경로 손실(dB)이며, $d_0 = 50$ mm, n은 경로 손실 지수이며, $S \sim N(0, \sigma_s)$ 은 임플란트 주위의 다른 조직에 의해 발생하는 산란을 나타내는 확률변수이다. S는 평균이 0이고 표준 편차가 σ 인 정규 분포를 갖는 것으로 나타났다. 임플란트 디바이스는 402-405 MHz의 CM2(시나리오 S2)에서의 임플란트 디바이스를 사용하였으며, 상기 [표 2]에 따라 스킨채널을 설계하였다.

[0088] 스킨채널 이득 계수(gain factor) h는 [수학식 7]에 따라 dB 단위의 경로 손실과 연관된다.

[0089]
$$h(dB) = \frac{P_t}{P_r} = PL(d_0) \left(\frac{d}{d_0} \right)^n + S$$
 [수학식 7]

[0090] 여기서, P_t 는 송신 신호 전력이고, P_r 은 수신 신호 전력, $P_r(dB) = P_t(dB) - h(dB)$ 이다.

[0091] 수신기에서의 신호 대 잡음비(SNR)는 [수학식 8]과 같다.

[0092]
$$SNR_R(dB) = P_t - h(dB) - P_n.$$
 [수학식 8]

[0093] 여기서 P_n 은 AWGN(Additive White Gaussian Noise, AWGN) 전력이며 SNR은 [수학식 9]와 같이 나타낼 수 있다.

[0094]
$$SNR_{AWGN} = \frac{P_t}{h(dB)P_n}.$$
 [수학식 9]

[0095] 시스템 에너지 소비 모델

[0096] MICS와 같은 단거리 통신 시스템에서 정보는 매우 낮은 전력을 사용하여 전송되어야 한다. 전송된 에너지는 비트 수에 따라 측정된다. L을 주어진 시간 범위 T에서 전송될 필요가 있는 비트 수라고 한다. 상기 시간 범위는 세 가지 다른 기간으로 나눌 수 있다. T_{on} 은 회로가 실제로 작동하는 작업 시간이고, T_{sp} 는 회로가 최대 절전

모드 일 때의 휴면 지속 시간이고, T_{tr} 은 회로가 작업 기간에서 전환 지속 시간으로 스위칭(또는 그 반대로 스위칭) 되는 전환 지속 시간이다.

[0097] 따라서, L 비트를 전송하기 위해, 평균 전력은 P 로 표시되고 에너지는 [수학식 10]과 같다.

$$E_{total} = PT = P_{on}T_{on} + P_{sp}T_{sp} + P_{tr}T_{tr} \quad [수학식 10]$$

[0099] 여기서 P_{on} , P_{tr} 및 P_{sp} 는 각각 작업, 전환 및 절전 모드 전력을 나타낸다. P_{sp} 는 P_{on} 과 P_{tr} 에 비해 매우 낮기 때문에 무시할 수 있다.

[0100] 작동 전력 모드는 [수학식 11]과 같이 나타낼 수 있다.

$$P_{on} = (1 + \alpha)P_t + P_c \quad [수학식 11]$$

[0102] P_t 는 송신 전력, P_c 는 회로 전력이고, α 는 [수학식 12]로 나타낸다.

$$\alpha = \frac{\xi}{\eta} - 1 \quad [수학식 12]$$

[0104] 여기서 ξ 는 피크 대 평균 비율이며 변조 방식 및 관련 컨스텔레이션(constellation) 사이즈에 따라 달라진다. QPSK 변조의 경우, $\xi = 1$ 이고 η 는 RF 전력 증폭기의 드레인 효율로 알려져 있다.

[0105] 본 발명은 QPSK 변조에 초점을 맞추기 때문에, $\eta = 0.35$ 가 고정되면 α 는 일정하다. 따라서 비트 당 총 에너지 소비는 [수학식 13]과 같다.

$$E_{bit} = \frac{E_{total}}{L} = \frac{(1+\alpha)P_{on}T_{on} + P_{sp}T_{sp} + P_{tr}T_{tr}}{L} \quad [수학식 13]$$

[0107] P_{on} , P_{sp} 및 P_{tr} 파라미터는 장치에 고유한 것으로, T_{sp} 는 프로토콜의 액세스 시스템에 의존하고, T_{on} 은 변조 방식에 의존하며, P_t 는 필요한 비트 오류율(BER)에 의존한다.

[0108] RF 송신 에너지는 [수학식 14]와 같이 표현된다.

$$E_{RF} = ((1 + \alpha)P_t)T_{on} \quad [수학식 14]$$

[0110] 경로 손실 모델에 따라 스킨채널에 대한 수신기의 SNR을 [수학식 15]와 같이 표현할 수 있다.

$$SNR_{RF}(dB) = \frac{E_{RF}}{PL_d(dB)P_nT_{on}}. \quad [수학식 15]$$

[0112] QPSK 변조의 경우, 비트 수는 $b = \log_2 M$ (여기서 M 은 4이므로 $b = 2$)에 의해 측정된다. L 비트를 전송하는 데 필요한 QPSK 심볼의 수는 $L_{sym} = L / b$ 로 표시된다. 심볼 주기가 T 로 표시되면, $L_{sym} = T_{on} / T = L / b$ 이다. 따라서, $b = LT / T_{on}$ 이다.

[0113] 본 발명에 따른 QPSK 데이터 송수신 시스템의 주요 목표는 전송 전력을 줄이는 것이고, [수학식 10]에서 E_{total} 비트는 회로 작동 시간과 관련이 있고 b 는 T_{on} 과 반비례 관계라는 것을 알 수 있으며, 그렇다면, E 비트 변조 차수 b 의 선택에 직접적인 영향을 받는다.

[0114] AWGN 채널 하에서 포인트-투-포인트 통신을 위해, QPSK 코히어런트 수신기에 대한 비트 에러 확률은 [수학식 16]과 같다.

$$P_b(E) = Q\left(\sqrt{\frac{2E_b}{N_o}}\right) \quad [수학식 16]$$

[0116] 레일리 페이딩 채널(rayleigh fading channel)

[0117] 단일 채널 송신의 경우, 레일리 페이딩 채널은 [수학식 17]에 의해 정의된다.

$$Y = HX + n \quad [수학식 17]$$

[0119] 여기서, Y = 수신 심볼, h = 레일리 다중 경로 페이딩에 대응하는 콤플렉스 스케일링 팩터, x = 전송 심볼, n = AWGN이며, AWGN은 다음의 확률 밀도 함수([수학식 18])에 의해 정의된다.

$$p(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \cdot e^{-\frac{(n-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad \text{[수학식 18]}$$

[0121] 여기서, $\mu = 0$ 및 $\sigma^2 = N_0/2$ 이고, N_0 는 AWGN의 전력 스펙트럼 밀도이다.

[0122] 몬테카를로 시뮬레이션

[0123] 본 발명에서는 컴퓨터화된 모델을 실행하여 시스템의 동작에 관한 관련 정보를 수집하였다. 본 발명에서는 상기 모델로서 몬테카를로 시뮬레이션을 사용하며, 상기 몬테카를로 시뮬레이션은 무작위 샘플링을 사용하여 실험 결과를 추정하는 것으로 확률적 시뮬레이션 기법이다.

[0124] 몬테카를로 절차를 사용하여 디지털 통신 시스템의 BER을 평가한다. 다수의 디지털 심볼이 시스템을 통과하고 수신기 출력에서 에러가 카운트된다. N 개의 비트가 N_e 오류가 발생하는 시스템에 의해 처리되는 경우, 오류 확률은 [수학식 19]와 같다.

$$P_e = \frac{N_e}{N} \quad \text{[수학식 19]}$$

[0126] 또한, N 비트를 기반으로 하는 BER를 확률의 상대빈도 접근법을 사용하여 나타내면 [수학식 20]과 같다.

$$P_e = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{N_e}{N} \quad \text{[수학식 20]}$$

[0128] 시뮬레이션 결과

[0129] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN 채널을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

[0130] 도 3에 도시되어 있는 바와 같이, 본 발명의 MICS 밴드 QPSK 데이터 송수신 시스템은 AWGN 채널 사용 시 BER 시뮬레이션 및 계산 결과를 보면, 10.1dB의 SNR에서 BER이 10^{-5} 인 것으로 나타났다. 도면상의 것과 미세하게 차이가 있으나, 실제 수치는 이렇게 된다.

[0131] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN 채널을 통해서 전송한 후 수신한 신호의 성상도(Constellation Diagram)를 도시한 것이다.

[0132] 도 4에 도시된 바와 같이, AWGN 채널을 통해서 전송한 후 수신된 신호의 심볼을 관측한 결과 송신한 심볼과 동일한 위치에 대해서 동일한 포인트에 존재한다는 것을 알 수 있었다.

[0133] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 피부와 유사한 스킨채널(near-tissue skin channel)을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

[0134] 도 5에 도시된 바와 같이, 스킨채널을 사용시 10.12dB의 SNR에서 BER가 $10^{-5.5}$ 인 것으로 나타났다.

[0135] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 스킨채널을 통해서 전송된 신호의 성상도(Constellation Diagram)를 도시한 것이다.

[0136] 도 6에 도시된 바와 같이, 스킨채널을 통해서 전송한 후 수신된 신호의 심볼을 관측한 결과 송신한 심볼과 동일한 위치에 대해서 동일한 포인트에 존재한다는 것을 알 수 있었다.

[0137] 또한 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 레일리 페이딩 채널을 사용하였을 때의 BER 대 SNR 그래프이다.

[0138] 도 7에 도시된 바와 같이, 레일리 페이딩 채널을 사용할 경우, 10.1dB의 SNR에서 BER가 10^{-2} 도 만족하지 못하는 것으로 나타났다.

[0139] 도 8은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 레

일리 페이딩 채널을 통해서 전송된 신호의 성상도(Constellation Diagram)를 도시한 것이다.

- [0140] 도 8에 도시된 바와 같이, 레일리 페이딩 채널의 경우 전송된 신호에 비해서 수신된 신호는 넓게 흩어져서 존재함을 알 수 있다.
- [0141] 따라서 레일리 페이딩 채널의 경우, BER 성능은 스킨 파라미터를 사용할 경우 완전히 수용할 수 없는 것으로 나타났고, 성상도를 보아도 콘스탈레이션 포인트가 송수신된 신호가 한 곳에 모여 있는 것이 아니라 산재해 있어 본 발명의 경우 레일리 페이딩 채널의 경우 적용하기에 적합하지 않음을 알 수 있다.
- [0142] 따라서, 스킨채널 및 AWGN 채널을 통한 MICS 대역에 대해 11Mbps 데이터 속도와 SNR 16dB 이하에서 목표 BER이 달성된다는 것을 확인하였다.
- [0143] 이어서 전송손실에 대한 시뮬레이션 파라미터를 고려한 결과에 대해서 기술하고자 한다. 즉, 2m 에서의 자유 공간 손실은 30.5 dB이다. 또한 스킨채널의 경우 피부의 전기적 특성은 [표 2]에 도시된 특성이 사용된다. 즉, 피부 근처의 스킨채널의 특성이 사용되며, 공기 매질의 경우 AWGN이 고려된다.
- [0144] 도 9는 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN이 있는 스킨채널의 거리당 경로 손실을 나타낸 그래프이다.
- [0145] 도 9에 도시된 바와 같이, 스킨 채널을 통과하는 50mm 에서 2000m 까지의 거리에 대한 dB 단위의 경로 손실이 나타나 있다.
- [0146] 도 10은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 AWGN이 있는 레일리 페이딩 채널의 거리당 경로 손실을 나타낸 그래프이다.
- [0147] 도 10에 도시된 바와 같이, 레일리 페이딩 채널의 경우, 스킨채널에 비해서 경로 손실이 훨씬 많이 발생한다는 것을 알 수 있다.
- [0148] 도 11 내지 13은 본 발명의 일 실시예에 따른 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에서, 각 채널별 전송 에너지를 포함한 회로 에너지 소비를 나타낸 그래프로써, 도 11은 AWGN에 관한 것이고, 도 12는 스킨채널에 관한 것이며, 도 13은 레일리 페이딩 채널에 관한 것이다.
- [0149] 도 11 내지 13에서는, 송신 및 수신 회로 에너지 소비를 포함하는 회로 동작 에너지 소비를 특정 SNR(dB)에서 관측한 것이다. 시뮬레이션의 경우, $L = 1000b$, $f_c = 403.5MHz$, $B = 300kHz$ (10 채널), 전송 이득 = 31dB, 거리 = 2m, 노이즈 팩터 = 9dB (MICS 요구 사항)이 고려되는 파라미터이다.
- [0150] 도 11 내지 15에 도시된 바와 같이, 다양한 SNR에 대해서 전송 에너지를 포함한 회로 에너지 소비에 대해 나타난 그래프를 참고하면, 14 [dB] SNR AWGN 채널이 최상의 결과를 보여준다. 그러나 정확성을 위해 스킨채널이 받아 들여져야 하며, 그 결과는 14 [dB]에서 비트 당 에너지가 3.12 [nJ] 소비된다는 것을 알 수 있다.
- [0151] [표 3]은 MATLAB 시뮬레이션을 기반으로 전송률을 시뮬레이션한 결과이다. 이에 나타난 바와 같이, QPSK 데이터 전송 시스템은 MICS CM2 시나리오에서 높은 데이터 전송률을 달성 할 수 있다.
- [0152] [표 3]

Bandwidth/ Carrier Frequency (MHz)	Modulation Scheme	Data Rate	Max Distance	BER	Target Technology (CMOS)	Supply Voltage
402-405	QPSK	11 Mbps	2m	10^{-5}	180 nm	1.2 V

- [0153]
- [0154] 참고로, 본 발명에 따른 QPSK 데이터 송수신 시스템은 MATLAB의 스킨채널 속성으로 설계되었으며, 스킨채널은 IEEE 802.15.6 TG6 에 정의된 표준 속성(properties)으로 구현되었다.
- [0155] 상기와 같이, 본 발명에 따른 QPSK 데이터 송수신 시스템은 MICS에서 요구되는 성능을 완전히 만족하며, 11 Mbps의 높은 데이터 전송률로 향상된 성능을 보여준다. 따라서 본 발명의 QPSK 데이터 송수신 시스템을 이용하여 바이오메디컬 임플란트 디바이스의 하드웨어 구성을 구현할 수 있다. 본 발명은 QPSK 데이터 송수신 시스템에서 국부발진기(local oscillator) 대신에 PLL 기준신호 생성기를 적용하여 더욱 효율적으로 구현할 수 있음을 보였다.
- [0156] 이상에서 설명한 바와 같이, 본 발명은 바이오메디컬 임플란트 디바이스와 외부 호스트 장치 간의 데이터 송수

신을 위하여 402 내지 405 MHz 주파수 대역의 MICS 밴드를 사용하는, 바이오메디컬 임플란트 디바이스를 위한 QPSK 데이터 송수신 시스템에 있어서, 송신 채널로 스킨채널 및 AWGN 채널을 통해 QPSK 신호를 송신하는 방법을 사용함으로써, 11 Mbps 이상의 높은 데이터 속도에서도 $BER = 10^{-3}$ 및 $SNR = 14$ dB의 목표를 달성 할 수 있는 효과가 있다.

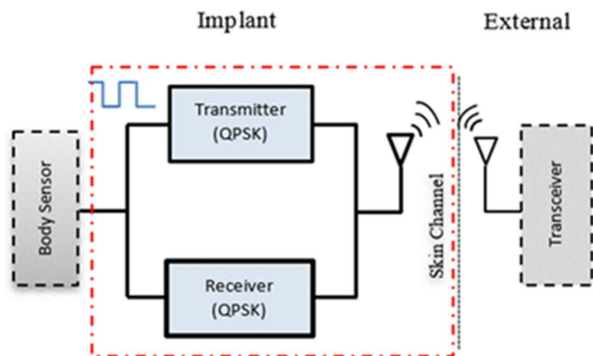
[0157] 이상으로 본 발명은 첨부된 도면에 도시된 실시예를 참고로 설명되었으나, 이는 예시적인 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 기술적 보호범위는 아래의 특허청구범위에 의해서 정하여져야 할 것이다.

부호의 설명

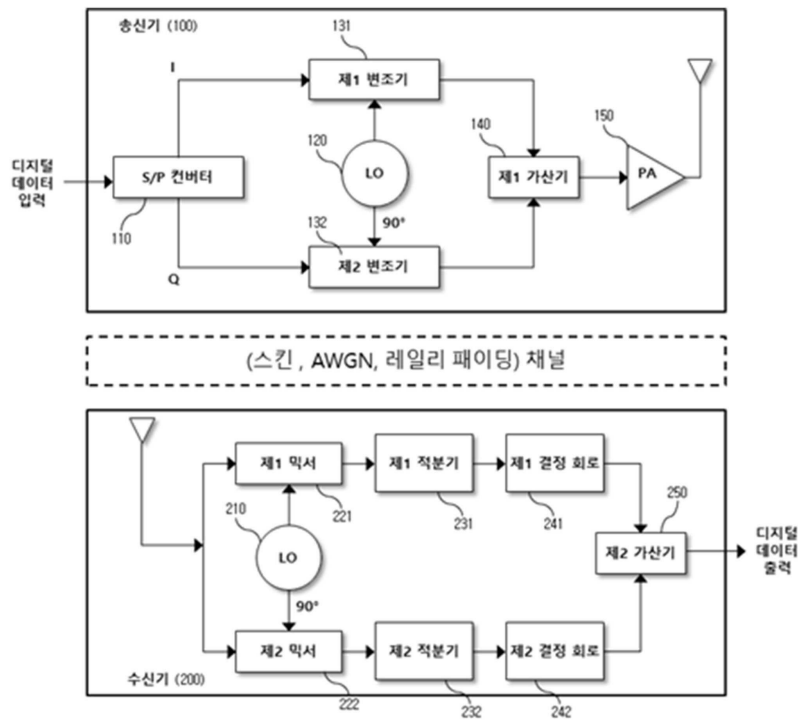
[0158]	100 : 송신기	110 : S/P 컨버터
	120 : 제1 국부 발진기	131 : 제1 변조기
	132 : 제2 변조기	140 : 제1 가산기
	150 : 전력 증폭기	200 : 수신기
	210 : 제2 국부 발진기	221 : 제1 믹서
	222 : 제2 믹서	231 : 제1 적분기
	232 : 제2 적분기	241 : 제1 결정 회로
	242 : 제2 결정 회로	250 : 제2 가산기

도면

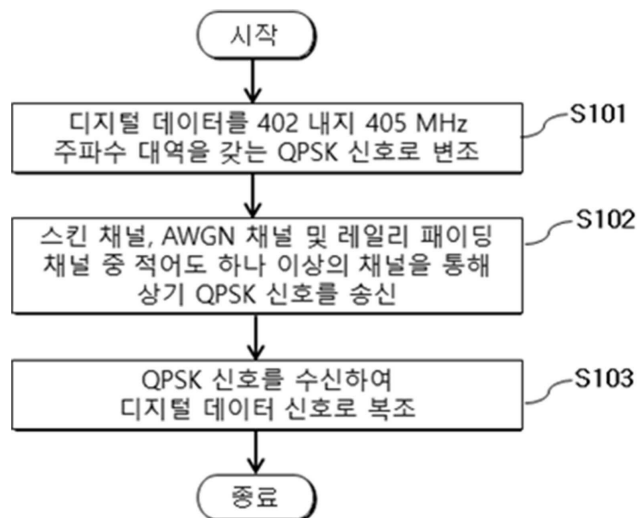
도면1



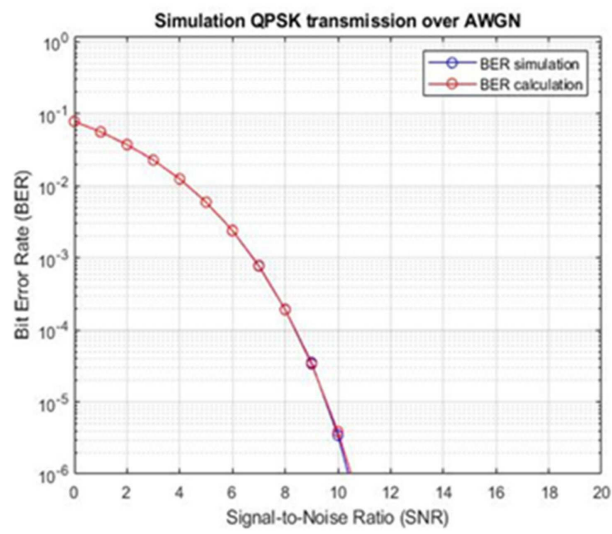
도면2a



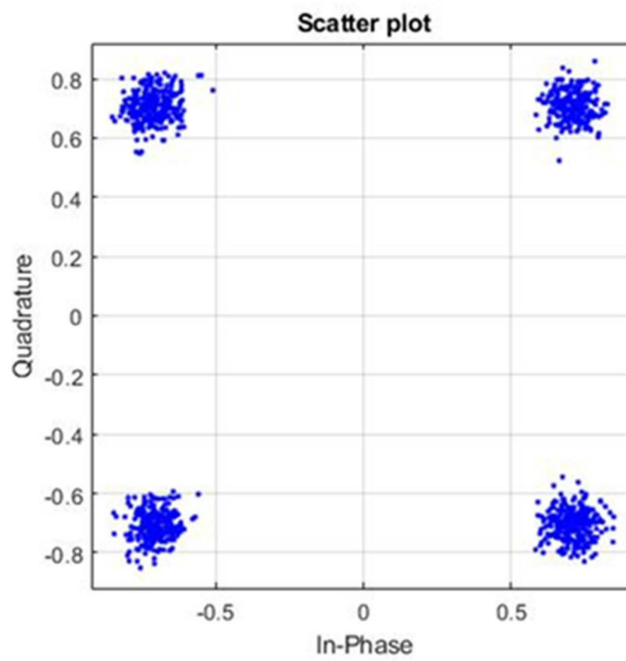
도면2b



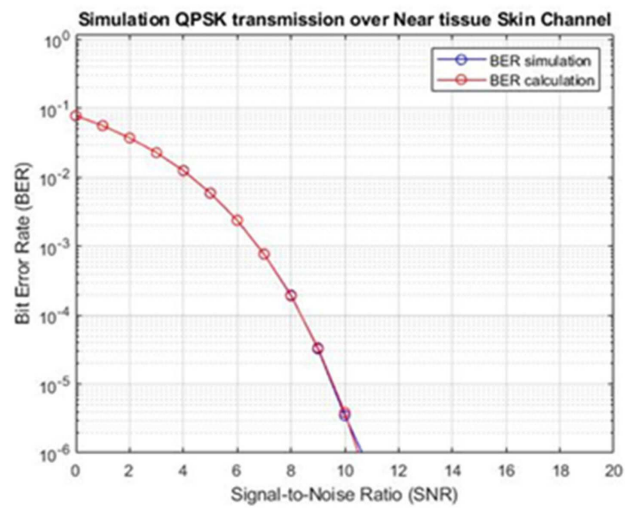
도면3



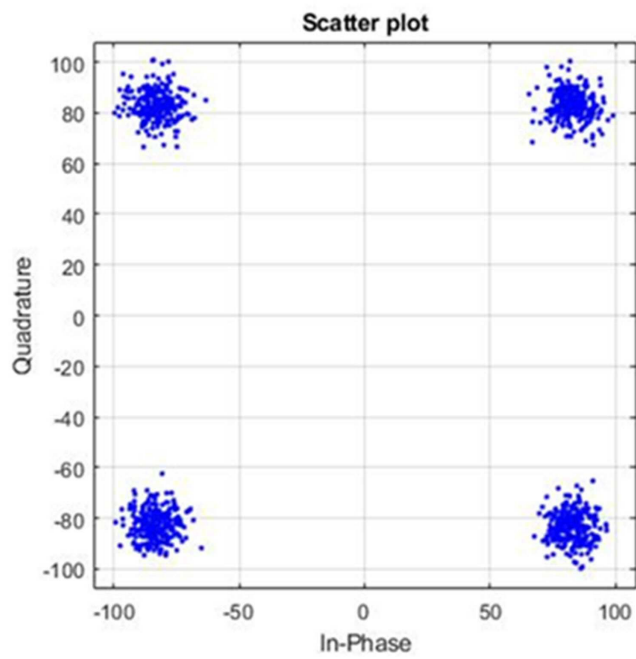
도면4



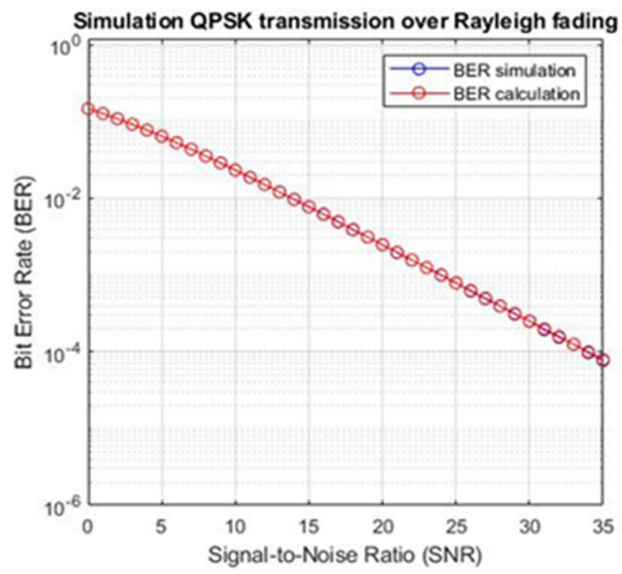
도면5



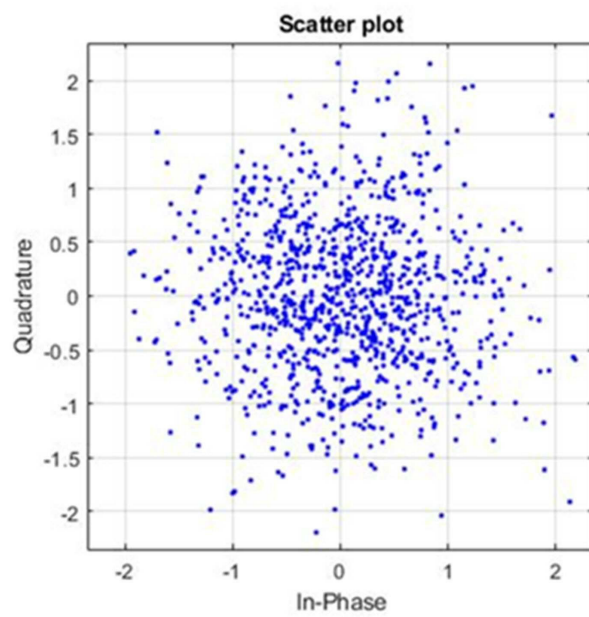
도면6



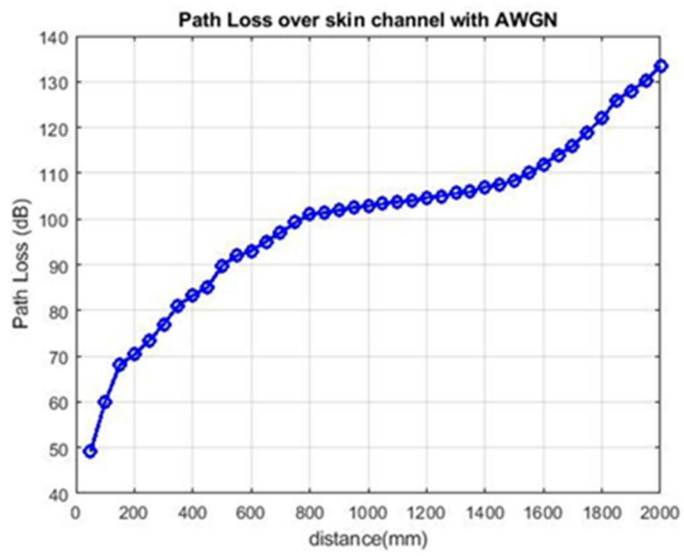
도면7



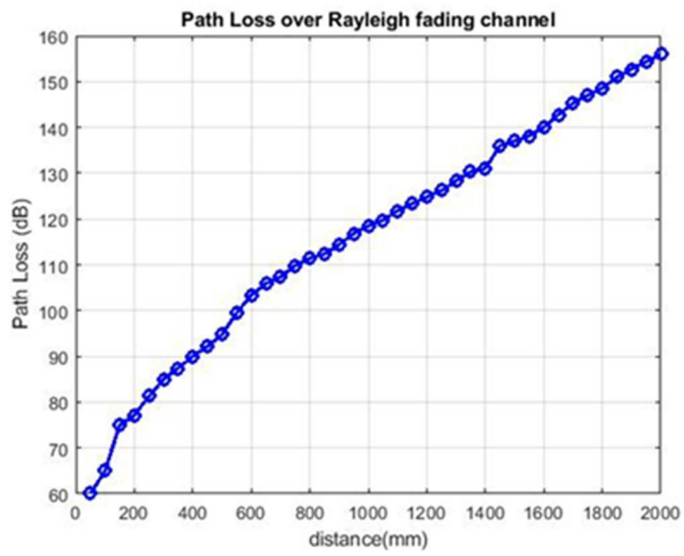
도면8



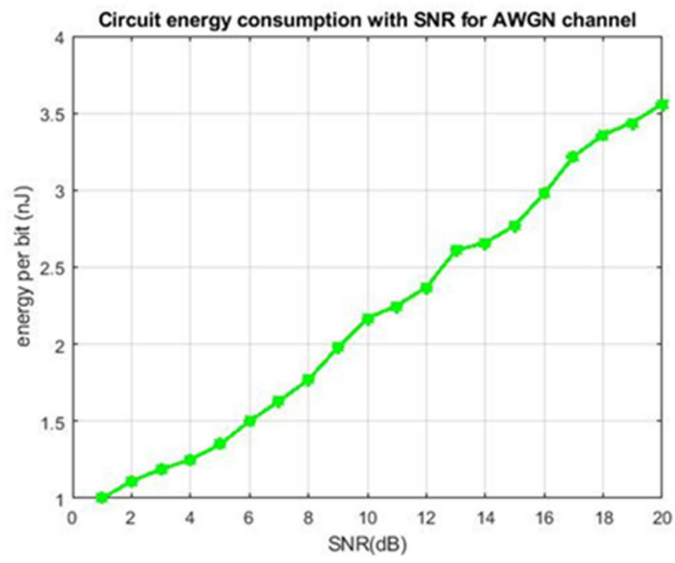
도면9



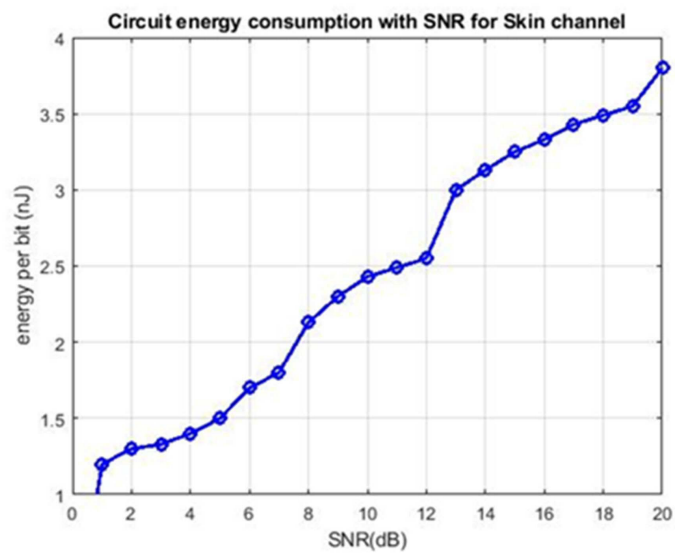
도면10



도면11



도면12



도면13

