(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2010 년 11 월 4 일 (04.11.2010)

PCT

(10) 국제공개번호
WO 2010/126203 A1

(51) 국제특허분류:
A61B 1/00 (2006.01)

(21) 국제출원번호: PCT/KR2009/004424

(22) 국제출원일: 2009 년 8 월 7 일 (07.08.2009)

(25) 출원언어: 한국어

(26) 공개언어: 한국어

(30) 우선권정보:
10-2009-0037336 2009 년 4 월 28 일 (28.04.2009) KR

(71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): **광주과학기술원 (GWANGJU INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY)** [KR/KR]; 광주광역시 북구 오룡동 1, 500-712 Gwangju (KR).

(72) 발명자; 겸

(75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): **사이드누샤바디 (Saeid, Nooshabadi)** [AU/KR]; 광주광역시 북구 오룡동 1 광주과학기술원 정보기전공학부, 500-712 Gwangju (KR). **톨스텐레만 (TORSTEN, Lehmann)** [DK/AU]; 오스트레일리아 뉴 사우스 웨일스 주 얼리우드 에비뉴 퍼머넌트 43, 2206 New South Wales (AU). **김철 (KIM, Chul)** [KR/AU]; 오스트레일리아 뉴 사우스 웨일스 주 본다이 정션 옥스포드 스트리트 30/257 유닛, 2022 New South Wales (AU).

(74) 대리인: **특허법인 우인 (WOOIN, Patent&Law Firm)**; 서울특별시 강남구 역삼동 648-15 신원빌딩 3 층, 135-911 Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

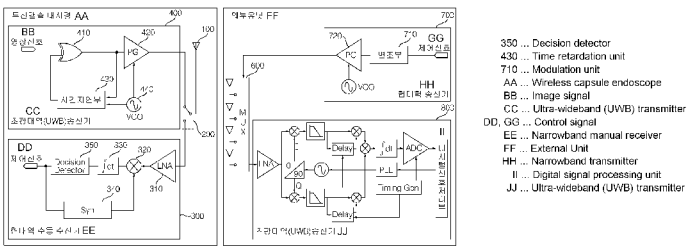
(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 유럽 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

[다음 쪽 계속]

(54) **Title**: WIRELESS CAPSULE ENDOSCOPE SYSTEM, AND TRANSMITTING AND RECEIVING METHOD THEREOF

(54) **발명의 명칭** : 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법

[Fig. 2]



(57) **Abstract**: The present invention relates to a wireless capsule endoscope system, and a transmitting and receiving method thereof, and more specifically, to a wireless capsule endoscope system capable of ultra-wideband (UWB) communication by changing the structure of a system, and a transmitting and receiving method thereof. The transmitting and receiving method of the wireless capsule endoscope system according to one example of the present invention comprises: (a) a narrowband control signal transmitting step of generating a control signal of an ISM (Industrial Scientific and Medical) band for driving a capsule endoscope by photographing the state of the organ inside the human body, and sending the signal to the capsule endoscope; (b) a narrowband control signal receiving step of receiving the control signal of the ISM band and modulating the control signal to allow the capsule endoscope to take a photograph; (c) an ultra-wideband (UWB) image signal transmitting step of being inputted with the image signal obtained by photographing the state of the organ inside the human body according to the control signal, modulating the inputted image signal to an image signal of UWB frequency, and transmitting the modulated image signal; and (d) a UWB image signal receiving step of receiving the image signal of UWB frequency and modulating the image signal of UWB frequency to an image signal of low band for digital signal processing. The present invention can relatively reduce the volume of a capsule endoscope and send the photographed high definition medical image of VGA quality in real time according to a UWB communication method.

(57) **요약서**:

[다음 쪽 계속]

WO 2010/126203 A1

공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제 21 조(3))

본 발명은 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 시스템의 구조를 변경하여 초광대역(UWB) 통신이 가능한 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법에 관한 것이다. 본 발명의 일례에 따른 무선 내시경 시스템의 송수신 방법은 (a) 인체 내부 장기의 상태를 촬영하도록 캡슐 내시경을 구동하기 위한 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여 캡슐 내시경으로 전송하는 협대역 제어 신호 송신 단계; (b) ISM 대역의 제어 신호를 전송받아 캡슐 내시경이 촬영할 수 있도록 제어 신호를 변조하는 협대역 제어 신호 수신 단계; (c) 제어 신호에 따라 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영한 영상 신호를 입력받아 초광대역 (Ultra Wide Band; UWB) 주파수의 영상 신호로 변조하여 송신하는 초광대역 (UWB) 영상 신호 송신 단계; 및 (d) 초광대역(UWB) 주파수의 영상 신호를 수신받아 디지털 신호처리할 수 있도록 초광대역 (UWB) 주파수의 영상 신호를 저대역의 영상 신호로 변조하는 초광대역 영상 신호 수신 단계;를 포함한다. 이와 같은 본 발명은 캡슐 내시경의 부피를 상대적으로 줄이고, 촬영되는 VGA 급의 고화질 의료 영상을 초광대역(UWB) 통신 방식에 따라 실시간 전송할 수 있는 효과가 있다.

명세서

무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법

기술분야

[1] 본 발명은 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는, 시스템의 구조를 변경하여 초광대역(UWB) 통신이 가능한 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법에 관한 것이다.

배경기술

[2] 내시경은 본래 수술을 하거나 부검(剖檢)을 하지 않고서는 직접 병변(病變)을 볼 수 없는 장기에 대하여 기계를 삽입하여 관찰하도록 고안된 기구다. 내시경에는 직달경(直達)이라 하여 1개의 통으로 되어 있어서 장기를 직접 육안으로 볼 수 있는 형, 렌즈시스템을 이용한 형, 카메라를 직접 장기에 삽입하는 형, 유리 섬유를 사용한 파이버스코프 등이 있다.

[3] 그러나, 내시경은 병변을 검사하기에 가장 유용한 장비임에도 불구하고, 검사에 따르는 고통과 불쾌감 등으로 인하여 많은 환자들이 내시경 검사를 가능한 회피하려고 한다. 이에, 최근에는 상술한 단점을 보완하고 특히 소화기관 가운데 가장 긴 소장 등의 질환 진단에 이용할 목적으로 무선 캡슐형 내시경(이하 "내시경 캡슐"이라고도 함)이 개발되었다.

[4] 무선 캡슐형 내시경은 환자가 알약처럼 삼키면 위, 소장 등의 소화기관과 같은 체강(體腔) 내부로 들어가 의사가 비디오 화면이나 컴퓨터 모니터 등으로 환자의 소화 기관 내부를 직접 관찰할 수 있도록 만들어진 캡슐 형태의 초소형 내시경이다.

[5] 이와 같은 캡슐 내시경은 Given Diagnostic Imaging System (Given Imaging Ltd., Norcross, Ga.)이 유일하게 FDA 승인을 받았는데, PillCamTM SB 캡슐내시경, 수신기(Data Recorder Set), 워크스테이션(RAPID Application Software and Workstation)으로 구성된다.

[6] PillCamTM SB 캡슐내시경은 일회용으로 생체적합성 및 pH저항성 플라스틱 물질의 케이스로 구성되어 있고 11 X 26 mm 원통형이면서 3.5 g의 작고 가벼운 구조이다 한쪽 끝은 렌즈가 부착되어 있는 광학 돔으로 백색 광원에서 나오는 불빛이 장관의 내부를 비춘다.

[7] 영상은 초점이 짧은 볼록 렌즈를 통해 CMOS 영상기에 맺히게 되고, 뒤쪽 돔에는 ASIC transmitter가 위치하고 전파신호는 안테나에서 발신된다. 캡슐 내의 전력은 두개의 산화은 건전지에서 공급되며 자석 받침(magnetic holder)에서 캡슐내시경이 분리되면 캡슐이 작동하면서 배터리가 소모될 때까지 1초에 2장의 사진을 촬영하여 8시간 동안에 5만장의 사진을 촬영하게 된다.

[8] 수신기는 자료기록기, 센서 어레이, 배터리 팩, 멜빵 형태의 벨트로 구성된다. 캡슐내시경이 촬영한 영상을 전파 송신기를 통해 실시간 전송시키면 허리에

부착된 자료기록기로 영상이 전달, 저장된다. 8시간 동안 저장된 영상들은 자료기록기를 통해 워크스테이션으로 정보를 전송한다.

[9] 워크스테이션은 PC, 모니터, 키보드, 마우스, 및 커넥션 박스로 구성, RAPID Application Software가 설치되어 있어 수신기로부터 저장된 기록을 전송 받고, 영상신호로 전환하여 재생하고 편집처리가 가능하다. 영상은 시야가 140°이고 8배로 확대할 수 있으며 1-30 mm 깊이까지 볼 수 있고 최소 0.1 mm 크기까지 탐지할 수 있다. 2006년형 캡슐내시경은 자동밝기조절기능이 추가되었으며, 2007년형은 기존의 140° 인 영상 각을 그 이상으로 증대했다.

[10] 또한 PillCamTM Colon Capsule 이 개발되어 임상 연구가 진행 중이다.

[11] 이와 같은 캡슐 내시경은 캡슐 내시경의 영상 정보를 수신하는 외부 유닛과 함께 캡슐 내시경 시스템을 이룬다.

[12] 이와 같은 종래의 캡슐 내시경 시스템의 송수신 장치는 433/869/915MHz 나 2.4GHz의 ISM band의 협대역 통신방식을 사용하고 있다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

[13] 본 발명은 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경으로부터 외부 유닛으로 영상 신호를 전송할 때에는 초광대역(UWB) 통신 방식을 사용함으로써, 캡슐 내시경의 부피를 상대적으로 줄이고, 초광대역(UWB) 통신 방식에 따라 촬영되는 고화질의 의료 영상을 실시간 전송할 수 있는 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법을 제공하는데 그 목적이 있다.

[14] 본 발명의 다른 목적 및 장점들은 하기의 설명에 의해서 이해될 수 있으며, 본 발명의 실시예에 의해 보다 분명하게 알게 될 것이다. 또한, 본 발명의 목적 및 장점들은 특허 청구 범위에 나타낸 수단 및 그 조합에 의해 실현될 수 있음을 쉽게 알 수 있을 것이다.

기술적 해결방법

[15] 본 발명의 일례에 따른 캡슐 내시경의 초광대역 송신기는 국부 발진 신호를 생성하여 출력하는 국부 발진기; 및 하나의 칩에 집적 가능하며, 인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(Pulse Generator);를 포함한다.

[16] 여기서, 초광대역(UWB) 펄스 생성기는 국부발진신호에 의해 생성된 클록 신호에 따라 영상 신호의 데이터 비트를 식별하기 위한 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성하는 포지티브/네거티브 시그널 생성부; 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 입력받아 두 개의 병렬 NAND 게이트를 통하여 어느 하나의 가우시안 펄스를

생성하기 위한 제어 신호인 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스를 생성하기 위한 펄스(pulse) 신호와 펄스(pulse) 신호보다 지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 생성하는 펄스/디펄스 생성부; 복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 펄스 신호 및 디펄스 신호 각각을 포지티브 및 네거티브 시그널 각각의 제어에 따라 선택하여 입력되도록 하고, 선택하여 입력된 신호와 선택하여 입력된 신호보다 지연된 딜레이 신호가 병합된 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 생성하는 H브리지 제어 블록; 및 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 제어 신호로 입력받아 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍을 통하여 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하는 H브리지;를 더 포함할 수 있다.

[17] 여기서, 펄스/디펄스 생성부는 펄스/디펄스 신호 각각의 폭(Width)을 제어하는 미세 딜레이(Fine Delay)부; 및 펄스/디펄스 신호 사이의 지연 시간을 제어하는 제 1 거시 딜레이(Coarse Delay)부;를 더 포함할 수 있다.

[18] 또한, 미세 딜레이부 및 제 1 거시 딜레이부는 각각 펄스/디펄스 신호의 폭(Width)과 지연 시간을 조절하여 H브리지에서 생성될 어느 하나의 가우시안 펄스의 폭(Width), 중심 주파수 및 크기(Amplitude)를 제어할 수 있다.

[19] 또한, 미세 딜레이부 및 제 1 거시 딜레이부는 각각 펄스/디펄스 신호의 폭(Width)과 지연 시간을 조절하여 H브리지가 출력하는 어느 하나의 가우시안 펄스는 가우시안 펄스, 1차 또는 5차 미분된 가우시안 펄스 중 어느 하나가 되도록 할 수 있다.

[20] 또한, H브리지 제어 블록은 입력된 신호와 선택된 신호보다 지연된 딜레이 신호 사이의 지연 시간을 제어하는 제 2 거시 딜레이부;를 더 포함할 수 있다.

[21] 또한, H브리지 제어 블록은 이중적 구조의 제 1 제어블록과 제 2 제어블록을 포함하고, 제 1 제어 블록과 제 2 제어 블록 각각은 서로 동일한 구조를 지니고, 제 1 제어 블록과 제 2 제어 블록에 포함된 복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 선택되어 입력되는 포지티브/네거티브 시그널의 위치가 서로 반대되도록 할 수 있다.

[22] 또한, 제 1 제어 블록이 펄스 신호를 선택하는 경우, 제 2 블록은 디펄스 신호를 선택하도록 제 1, 2 제어 블록이 샛팅(setting)되도록 할 수 있다.

[23] 또한, 제 1 제어 블록으로부터 출력되는 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스와 제 2 제어 블록으로부터 출력되는 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 사이에 지연되는 시간은 펄스/디펄스 생성부에 포함되는 제 1 거시 딜레이부에 의해 제어될 수 있다.

[24] 또한, H 브리지에서 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍은 제 1 P/NMOS 스위칭 소자 쌍과 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍을 포함하고, 제 1 P/NMOS 스위칭 소자 쌍은 제 1 제어 블록으로부터 출력되는 하이투로우(High to

low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스에 의해 턴 온(Turn on)되고, 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍은 제 2 제어 블록으로부터 출력되는 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스에 의해 턴 온(Turn on)되도록 할 수 있다.

[25]

[26] 또한, 본 발명의 일례에 따른 캡슐 내시경은 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 수동 수신기(Narrowband Passive Receiver); 및 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하기 위해 전술한 캡슐 내시경의 초광대역 송신기;를 포함한다.

[27]

[28] 또한, 본 발명의 일례에 따른 무선 내시경 시스템은 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 수동 수신기; 및 하나의 칩에 집적 가능하며, 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(Pulse Generator);를 포함하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기;를 포함하는 캡슐 내시경;과 캡슐 내시경을 구동하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여 협대역 수동 수신기로 전송하는 협대역 송신기; 및 캡슐 내시경의 초광대역 송신기로부터 초광대역(UWB)의 영상 신호를 수신받아 신호처리하는 초광대역 수신기;를 포함하는 외부 유닛;을 포함한다.

[29] 여기서, 외부 유닛의 초광대역 수신기는 수신된 초광대역 영상 신호에 대해 제 1 반송파 신호와 제 1 반송파 신호와 차동 위상차을 갖는 제 2 반송파 신호로 각각 다운 컨버젼(Down-conversion)하여 영상 신호의 포락선을 검출하는 제 1, 2 혼합부; 포락선 검출된 각각의 영상 신호에 대해 저대역을 필터링하는 제 1, 2 로패스필터(Low Pass Filter); 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연한 신호를 합성하는 제 1, 2 복조부; 및 제 1, 2 복조부로부터 출력되는 각각의 영상 신호를 합산하는 합산부;를 포함할 수 있다.

[30] 또한, 외부 유닛의 초광대역 수신기는 무선 캡슐 내시경으로부터 전송된 영상 신호를 증폭시켜 제 1, 2 혼합부에 각각 출력하는 저잡음 증폭기(Low Noise Amplifier;LNA);를 더 포함할 수 있다.

[31] 또한, 외부 유닛의 초광대역 수신기는 제 1 반송파 신호를 국부 발진기로부터 수신하여 차동 위상차를 갖는 제 2 반송파 신호를 생성하고, 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호를 제 1, 2 혼합부로 출력하는 위상차 발생기;를 더 포함할 수

있다.

[32] 또한, 제 1, 2 복조부 각각은 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연시키는 제 1, 2 딜레이부; 및 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 각각의 지연 신호를 합성하는 제 1, 2 복조 합성부;를 더 포함할 수 있다.

[33]

[34] 또한, 본 발명의 일례에 따른 캡슐 내시경의 초광대역(UWB) 송신 방법은 국부 발진 신호를 생성하여 출력하는 국부발진 출력단계; 및 인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하는 초광대역 영상 신호 변조단계;를 포함한다.

[35] 여기서, 초광대역 영상 신호 변조단계는 국부발진신호에 의해 생성된 클록 신호에 따라 영상 신호의 데이터 비트를 식별하기 위한 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성하는 단계; 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 입력받아 두 개의 병렬 NAND 게이트를 통하여 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하기 위한 제어 신호인 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스를 생성하기 위한 펄스(pulse) 신호와 펄스(pulse) 신호보다 지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 생성하는 단계; 복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 펄스 신호 및 디펄스 신호 각각을 포지티브 및 네거티브 시그널 각각의 제어에 따라 선택하여 입력되도록 하고, 선택하여 입력된 신호와 선택하여 입력된 신호보다 지연된 딜레이 신호가 병합된 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 생성하는 단계; 및 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 제어 신호로 입력받아 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍을 통하여 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하는 단계;를 더 포함할 수 있다.

[36]

[37] 또한, 본 발명의 일례에 따른 캡슐 내시경의 송수신 방법은 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 제어 신호 수신 단계; 및 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 전술한 캡슐 내시경의 초광대역 송신 방법;을 포함한다.

[38]

[39] 또한, 본 발명의 일례에 따른 무선 내시경 시스템의 송수신 방법은 무선 내시경 시스템의 외부 유닛이 인체 내부 장기의 상태를 촬영하도록 캡슐 내시경을 구동하기 위한 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여

캡슐 내시경으로 전송하는 협대역 제어 신호 송신 단계; 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경이 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 제어 신호 수신 단계; 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경에 포함되는 초광대역 송신기가 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 송신하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신 단계; 및 무선 내시경 시스템의 외부 유닛이 초광대역(UWB)의 영상 신호를 수신받아 디지털 신호처리할 수 있도록 변조하는 초광대역 영상 신호 수신 단계;를 포함한다.

[40] 또한, 초광대역 영상 신호 수신 단계는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기로부터 전송된 초광대역의 영상 신호에 대해 제 1 반송파 신호와 제 1 반송파 신호와 차동 위상차을 갖는 제 2 반송파 신호를 각각 합성하여 업 컨버전(Up-conversion)하는 업 컨버전 단계; 업 컨버전된 각각의 영상 신호에 대해 저대역을 필터링하는 저대역 필터링 단계; 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연한 신호를 합성하는 변조 단계; 및 변조 단계에서 변조되어 출력되는 각각의 영상 신호를 합산하는 단계;를 포함할 수 있다.

[41] 또한, 초광대역 영상 신호 수신 단계는 업 컨버전 단계 이전에 무선 캡슐 내시경으로부터 전송된 영상 신호를 증폭시켜 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호를 통하여 각각 합성하기 위하여 각각 출력하는 저잡음 증폭 단계;를 포함할 수 있다.

[42] 또한, 초광대역 영상 신호 수신 단계는 제 1 반송파 신호를 국부 발진기로부터 수신하여 차동 위상차를 갖는 제 2 반송파 신호를 생성하고, 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호를 각각 출력하는 위상차 발생단계;를 포함할 수 있다.

[43] 또한, 변조 단계는 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연시키는 단계; 및 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 지연된 각각의 신호를 합성하는 단계;를 포함할 수 있다.

유리한 효과

[44] 본 발명에 따른 무선 내시경 시스템 및 그의 송수신 방법은 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경으로부터 외부 유닛으로 영상 신호를 전송할 때에는 초광대역(UWB) 통신 방식을 사용함으로써, 캡슐 내시경의 부피를 상대적으로 줄이고, 초광대역(UWB) 통신 방식에 따라 촬영되는 고화질의 의료 영상을 실시간 전송할 수 있는 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[45] 도 1는 본 발명에 따른 무선 내시경 시스템의 전체 개념을 설명하기 위한 도.

[46] 도 2은 본 발명에 따른 캡슐 내시경과 외부 유닛의 송수신 시스템의 일례를

설명하기 위한 도.

[47] 도 3는 본 발명에 따른 캡슐 내시경의 초광대역 송신기에 포함된 초광대역(UWB) 펄스 생성기의 일례를 설명하기 위한 도,

[48] 도 4는 초광대역(UWB) 펄스 생성기를 구동하기 위한 타이밍도의 일례.

[49] 도 5는 이와 같은 미세 딜레이부와 제 1, 2 거시 딜레이부 및 각 딜레이부의 바이어스 회로의 일례.

[50] 도 6는 H브리지 제어 블록에서 출력된 제어 신호에 따라 H브리지에서 출력되는 가우시안 펄스의 예를 나타내는 도,

[51] 도 7는 도 6의 펄스를 실제로 측정한 그래프.

[52] 도 8는 1차와 5차 미분된 가우시안 펄스에 대한 제어능력을 설명하기 위한 도.

[53] 도 9은 б=65ns 와 750ns의 표준 미분을 갖는 5차 미분 가우시안 펄스.

[54] 도 10 및 도 11는 외부 유닛에 포함되는 초광대역(UWB) 수신기의 일례를 설명하기 위한 도.

[55] 도 12은 본 발명에 따른 초광대역 수신기의 주파수 특성.

발명의 실시를 위한 형태

[56] 이하, 본 발명의 바람직한 실시예를 첨부된 도면들을 참조하여 상세히 설명한다.

[57] 우선 각 도면의 구성 요소들에 참조 부호를 부가함에 있어서, 동일한 구성 요소들에 대해서는 비록 다른 도면상에 표시되더라도 가능한 한 동일한 부호를 가지도록 하고 있음에 유의해야 한다. 또한, 본 발명을 설명함에 있어, 관련된 공지 구성 또는 기능에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명은 생략한다. 또한, 이하에서 본 발명의 바람직한 실시예를 설명할 것이나, 본 발명의 기술적 사상은 이에 한정하거나 제한되지 않고 당업자에 의해 변형되어 다양하게 실시될 수 있음은 물론이다.

[58]

[59] 이하, 본 발명의 실시예를 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명하고자 한다.

[60] 도 1는 본 발명에 따른 무선 내시경 시스템의 전체 개념을 설명하기 위한 도이다.

[61] 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 무선 내시경 시스템은 캡슐 내시경과 외부 유닛을 포함한다.

[62] 캡슐 내시경은 인체 내부로 삽입되어 장기 내부의 상태를 영상으로 촬영하여 외부 유닛으로 촬영된 영상 신호를 전송하는 기능을 한다.

[63] 이와 같은 캡슐 내시경은 외부 유닛으로부터 캡슐 내시경을 구동하기 위한 제어 신호인 웨이크 업(Wake Up) 신호와 캡슐 내시경의 위치 제어를 위한 제어 신호를 전송받거나 촬영된 영상 신호를 외부 유닛으로 전송하기 위한 원형 안테나와 송수신기를 포함한다.

[64] 이와 같이 외부 유닛으로부터 웨이크 업(Wake Up) 신호를 전송받으면 시스템

제어부는 조명 LED, 렌즈, CMOS를 포함하는 캡슐 내시경의 영상 신호 획득부가 제어 신호인 웨이크 업(Wake Up) 신호에 따라 장기 내부의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 제어한다.

[65] 이와 같이 획득된 영상 신호는 송수신기와 원형 안테나를 통하여 외부 유닛으로 전송된다.

[66] 여기서, 캡슐 내시경의 수신기는 ISM(Industrial Scientic and Medical) band의 제어 신호를 전송받아 구동하는 협대역 수동 수신기(Narrowband Passive Receiver; LDR)를 포함하고, 송신기는 인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(Pulse Generator);를 포함하는 초광대역 송신기(UWB transmitter)를 포함한다.

[67] 외부 유닛은 캡슐 내시경을 동작시키고, 촬영된 영상을 수신하여 영상을 구현하는 기능을 한다. 이와 같은 외부 유닛은 ISM(Industrial Scientic and Medical) 주파수 대역에서 구동하는 협대역 송신기(미도시) 및 초광대역(Ultra Wide Band; UWB) 주파수 대역에서 구동하는 초광대역 수신기(미도시)를 포함한다.

[68] 이와 같은 위부 유닛의 협대역 송신기는 캡슐 내시경을 구동하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호로서, 인체 내부에 있는 캡슐 내시경으로 캡슐 내시경을 구동하기 위한 웨이크 업(Wake Up)신호와 캡슐 내시경의 위치제어를 위한 제어 신호를 생성하여 갭슐 내시경의 협대역 수동 수신기로 전송하는 기능을 하고, 초광대역 수신기는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기로부터 초광대역(UWB)의 영상 신호를 수신받아 신호처리하는 기능을 한다.

[69]

[70] 이와 같은 무선 내시경 시스템의 구성에 대해 보다 상세히 살펴보면 다음과 같다.

[71] 도 2은 본 발명에 따른 캡슐 내시경과 외부 유닛의 송수신 시스템의 일례를 설명하기 위한 도이다.

[72] 도시된 바와 같이, 본 발명의 일례에 따른 무선 내시경 시스템은 갭슐 내시경과 외부 유닛을 포함하고, 캡슐 내시경은 협대역 수동 수신기(300) 및 초광대역(UWB) 송신기(400)를 포함하고, 외부 유닛은 협대역 송신기(700) 및 초광대역(UWB) 수신기(800)를 포함한다.

[73] 도시된 바와 같이, 캡슐 내시경은 안테나(100), 선택부(200), 협대역 수동 수신기(300), 초광대역(UWB) 송신기(400)를 포함한다.

[74] 안테나(100)는 외부 유닛으로부터 전송되는 제어 신호인 웨이크 업(Wake Up)신호 및 캡슐 내시경의 위치제어를 위한 신호를 수신하거나 캡슐

내시경으로부터 생성된 초광대역 영상 신호를 전송하는 기능을 한다.

[75] 선택부(200)는 외부 유닛의 협대역 송신기(700)로부터 전송되는 제어 신호인 웨이크 업(Wake Up) 신호 및 캡슐 내시경의 위치 제어 신호를 수신하기 위해 안테나(100)와 협대역 수동 수신기(300)를 전기적으로 연결하는 기능을 하거나, 캡슐 내시경으로부터 생성된 초광대역 영상 신호를 외부 유닛의 초광대역 수신기로 전송하기 위해 초광대역(UWB) 송신기(400)와 안테나(100)를 전기적으로 연결하는 기능을 한다.

[76] 협대역 수동 수신기(300)는 외부 유닛으로부터 전송된 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호인 웨이크 업(Wake Up) 신호를 수신하여 영상 신호 획득부를 구동하기 위한 신호로 변조하는 기능을 한다.

[77] 이와 같은 협대역 수동 수신기(300)는 저잡음 증폭기(LNA, 310), 혼합부(320), 적분기(330), 위상 동기부(340) 및 디시젼 디텍터(350)(Decision Detector)를 포함할 수 있다.

[78] 저잡음 증폭기(LNA, 310)는 외부 유닛의 협대역 송신기(700)로부터 전송된 ISM band의 제어 신호를 증폭시키는 기능을 한다.

[79] 혼합부(320)는 증폭된 제어 신호와 협대역 수동 수신기(300)의 출력단으로부터 피드백된 신호가 동기화된 신호를 합성하여 증폭된 제어 신호를 변조하는 기능을 한다.

[80] 여기서, 혼합부(320)에 동기화된 신호를 입력하기 위해 협대역 수동 수신기(300)의 출력단으로부터 피드백된 신호를 미리 결정된 주파수에 동기시키는 기능은 위상 동기부(340)에 의해 수행된다.

[81] 적분기(330)는 혼합부(320)로부터 복조된 제어 신호에 대해 적분 회로 기능을 수행하는 기능을 한다.

[82] 이후, 변조된 제어 신호는 디시젼 디텍터(350)(Decision Detector)를 통하여 캡슐 내시경의 시스템 제어부(미도시)로 출력된다.

[83] 이후, 영상 신호 획득부(미도시)가 제어 신호에 따라 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하면, 초광대역(UWB) 송신기(400)는 획득된 영상 신호를 입력받아 외부 유닛으로 3.1GHz 내지 5GHz의 초광대역(Ultra Wide Band; UWB) 주파수 대역의 영상 신호를 생성하여 외부 유닛으로 송신하는 기능을 한다.

[84] 이와 같은 초광대역(UWB) 송신기(400)는 XOR 게이트(410), 초광대역(UWB) 펄스 생성기(420)(Pulse Generator; PG), 시간 지연부(430), 국부 발진기(440)를 포함할 수 있다.

[85] XOR 게이트(410)로는 입력단으로 획득된 영상 신호와 출력단으로부터 피드백된 신호가 국부 발진기(440)로부터 생성된 클럭 신호에 따라 지연된 신호가 입력된다.

[86] 이와 같이 XOR 게이트(410)를 통과한 영상 신호는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(420)를 통하여 초광대역(UWB) 주파수 대역의 영상신호로 변조된다.

이와 같은 초광대역(UWB) 펄스 생성기(420)는 하나의 칩에 집적 가능하며, 인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 기능을 한다. 여기서, 초광대역(UWB) 펄스 생성기(420)에 대한 보다 상세한 설명은 후술한다.

[87]

[88] 다음, 외부 유닛은 적어도 하나 이상의 안테나(500), 선택부(MUX, 600), 협대역 송신기(700) 및 초광대역(UWB) 수신기(800)를 포함한다.

[89] 안테나(500)는 인체 내부로 삽입되어 장기 내부의 상태를 영상으로 촬영하는 캡슐 내시경을 제어하기 위한 제어 신호를 송신하거나 캡슐 내시경으로부터 전송되는 영상 신호를 수신하는 기능을 한다.

[90] 선택부(MUX, 600)는 제어 신호를 캡슐 내시경으로 송신하기 위하여 송신기와 적어도 하나 이상의 안테나(500)를 전기적으로 연결하거나 영상 신호를 수신하기 위하여 수신기와 적어도 하나 이상의 안테나(500)를 전기적으로 연결하는 기능을 한다.

[91] 협대역 송신기(700)는 캡슐 내시경을 구동하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여 협대역 수동 수신기(300)로 전송하는 기능을 한다. 여기서, 제어 신호는 캡슐 내시경을 구동하기 위해 캡슐 내시경을 동작 또는 정지를 제어하는 웨이크 업(Wake Up)신호 및 캡슐 내시경의 위치제어를 위한 제어 신호를 의미한다. 이와 같은 웨이크 업(Wake Up)신호 및 캡슐 내시경의 위치제어를 위한 제어 신호는 큰 부피의 데이터 양을 요구하지 아니하므로 고속의 데이터 전송을 요구하지 아니한다. 따라서, 협대역 송신기(700)의 부피를 증가시키는 요인이 되지 아니한다.

[92] 이와 같은 협대역 송신기(700)는 변조부(710) 및 펄스 생성기(720)(Pulse Generation)를 포함한다.

[93] 협대역 송신기(700)의 변조부(710)는 무선 내시경 시스템의 내부에서 전송되는 제어 신호를 변조하는 기능을 하고, 펄스 생성기(720)(Pulse Generation)는 변조된 제어 신호를 수신받아 캡슐 내시경이 수신받아 제어될 수 있는 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 펄스를 생성하는 기능을 한다.

[94] 초광대역(UWB) 수신기(800)는 디지털 신호 처리를 위해 캡슐 내시경의 초광대역(UWB) 송신기(400)로부터 수신된 초광대역(UWB) 영상 신호를 신호 처리를 위해 저대역의 영상 신호로 변조하는 기능을 한다. 이와 같은 초광대역(UWB) 수신기(800)에 대한 보다 상세한 설명은 후술한다.

[95]

[96] 이와 같이 캡슐 내시경에 포함된 초광대역(UWB) 송신기(400)와 외부 유닛에 포함된 초광대역(UWB) 수신기(800) 사이의 초광대역 통신 방식은 고속 데이터

전송(전송속도 100Mbps에서 5.4mW 전력을 소비하여 한 펄스를 전송하는데 소모되는 에너지는 27pJ/pulse로 초저전력이 소비된다), 저전력 소모(송신기: 5.4mW)가 가능하게 한다.

[97] 또한, 초광대역(UWB) 통신 방식에 의한 고속 데이터 전송은 고화질 VGA급 (640x480=307,200화소 수)의 영상 신호 전송이 가능하도록 하여 고화질의 영상을 이미지 압축 없이 보낼 수 있는 효과가 있다. 따라서 종래의 캡슐 내시경에 포함되었던 영상 압축기와 영상 처리 프로 세서가 더 이상 필요하지 않아 본 발명은 캡슐 내시경의 부피를 상대적으로 줄일 수 있다.

[98] 또한, 기존의 송수신기 시스템보다 상대적으로 초광대역(UWB) 고주파수에서 동작하므로 안테나(500)와 전자부품들의 소형화가 가능하다.

[99] 또한, 캡슐 내시경의 초광대역 송신기에 포함되는 초광대역(UWB) 통신용 펄스 생성기(420)를 디지털로 구현함으로써 하나의 칩에 집적하기가 용이하여 캡슐 내시경의 부피를 줄일 수 있는 효과가 있다.

[100] 또한, 캡슐 내시경은 영상 신호를 외부 유닛으로 전송하기 위해 초광대역(UWB) 펄스 생성기(420)에서 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 선택되어 생성된 어느 하나의 가우시안 펄스를 사용함으로써, 대역통과 필터나 전력 증폭기를 사용하지 않고도 미국연방통신위원회(Federal Communication Commission; FCC)에 의해 규정된 송신 신호의 전력 스펙트럼 밀도제한 마스크를 만족시킬 수 있다. 따라서 본 발명에 따른 캡슐 내시경은 저 전력, 소형화가 가능한 효과가 있다.

[101]

[102] 도 3는 본 발명에 따른 캡슐 내시경의 초광대역 송신기에 포함된 초광대역(UWB) 펄스 생성기의 일례이고, 도 4는 초광대역(UWB) 펄스 생성기를 구동하기 위한 타이밍도의 일례이다.

[103] 도 3 도시된 바와 같이 초광대역(UWB) 펄스 생성기(PG, 420)는 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig) 생성부(421), 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 생성부(422), H브리지 제어 블록(423), H브리지(424)를 포함할 수 있다.

[104]

[105] 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig) 생성부(421)는 XOR 게이트(410)의 출력단으로부터 입력된 영상 신호(Data, Data_bar)와 국부 발진기로부터 생성된 클록 신호(Clk)에 따라 영상 신호의 데이터 비트를 식별하여 포지티브 시그널(pos_sig)과 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성하는 기능을 한다.

[106] 여기서, 포지티브 시그널(pos_sig)과 네거티브 시그널(neg_sig)은 가우시안 펄스를 생성하기 위한 제어 신호인 하이투로우(High to low;H2L) 및 하이투로우(High to low;H2L)와 동기되는 로우투하이(Low to high;L2H) 펄스를 생성하기 위한 제어 신호로 포지티브 시그널(pos_sig)은 영상 신호의 데이터가 "1"인 경우를 나타내고, 네거티브 시그널(neg_sig)은 영상 신호의 데이터가 "0"인 경우를 나타낸다.

[107] 이와 같은 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig) 생성부(421)는 하나의 NOT 게이트와 두 개의 NOR 게이트를 통해, 도 4에 도시된 바와 같이 영상 신호의 데이터 신호(Data)가 "1", 클록 신호가 "0"일 때 포지티브 시그널(pos_sig)을 생성하고, 영상 신호의 데이터 신호가 "0", 클록 신호가 "0"일 때, 즉 NOR 게이트를 통과한 Data_bar 신호가 "1", 클럭 신호가 "0"일 때, 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성할 수 있다.

[108]

[109] 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 생성부(422)는 도 3와 같이 하나의 XOR 게이트, 두 개의 병렬 NAND 게이트, 제 1 거시 딜레이부(Coarse Delay)(CDE1) 및 각 NAND 게이트의 입력단에 배치된 미세 딜레이부(FDE)(Fine Delay)를 포함한다. 이와 같은 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 생성부(422)는 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig)을 입력받아 두 개의 병렬 NAND 게이트를 통하여 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스를 생성하기 위한 펄스(pulse) 신호와 펄스 신호(pulse)보다 지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 생성하는 기능을 한다.

[110] 여기서, XOR 게이트는 도 4와 같이 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig) 생성부(421)에서 출력된 포지티브 시그널(pos_sig)과 네거티브 시그널(neg_sig)을 병합하여 After_Xor 신호를 출력한다.

[111] 미세 딜레이부(FDE)는 병렬 NAND 게이트 각각의 입력단 일측에 배치되어, 도 4와 같이 입력단 일측으로 입력되는 신호를 fd 만큼 지연한 FDE_Out 신호를 생성함으로써 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 신호 각각의 폭(Width;w)을 제어하는 기능을 한다. 이와 같은 미세 딜레이부(FDE)는 펄스 신호(pulse) 및 디펄스 신호(d_pulse) 각각의 폭(Width;w)을 조절하여 H브리지 제어 블록(423)에서 출력되는 하이투로우(High to low;H2L) 및 로우투하이(Low to high;L2H) 펄스 각각의 폭(w)을 조절함으로써 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성하기 위하여 펄스의 폭(Width), 중심 주파수(fc) 및 크기(Amplitude)를 제어할 수 있다.

[112] 제 1 거시 딜레이(CDE1)는 두 개의 병렬 NAND 게이트 중 하나의 병렬 NAND 게이트로 입력되는 신호를 d1만큼 지연시키는 기능을 한다. 이와 같이 함으로써 제 1 거시 딜레이(CDE1)는 도 4와 같이 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 생성부(422)의 출력 신호인 펄스 신호(pulse)와 디펄스 신호(d_pulse) 사이의 지연 시간(d1)을 제어할 수 있다. 이와 같이 함으로써, 제 1 거시 딜레이(CDE1)는 H브리지 제어 블록(423)의 제 1 제어블록(422a)에서 출력되는 하이투로우(High to low;H2L) 및 로우투하이(Low to high;L2H) 펄스와 제 2 제어블록(422b)에서 출력되는 하이투로우(High to low;H2L) 및 로우투하이(Low to high;L2H) 펄스의 시간 지연(d1) 차이를 조절할 수 있어, 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성하기 위하여 펄스의 폭(Width), 중심 주파수 및 크기(Amplitude)를 제어할 수 있다.

[113] 이와 같이, 전술한 미세 딜레이부(FDE)와 제 1 거시 딜레이(CDE1) 및 후술할 제 2 거시 딜레이(CDE2)는 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 신호의 폭(Width)과 지연 시간을 조절하여 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성하기 위하여 펄스의 폭(Width), 중심 주파수 및 크기(Amplitude)를 제어하는 기능을 하는 것이다.

[114] 따라서, H브리지의 출력 펄스가 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스가 되도록 할 수도 있고, 5차 미분 가우시안 펄스가 되도록 할 수도 있는 것이다.

[115] 도 5는 이와 같은 미세 딜레이부와 제 1, 2 거시 딜레이부 및 각 딜레이부의 바이어스 회로의 일례를 도시한 것이다.

[116] 도 5의 (a)는 미세 딜레이부(FDE)의 일례, (b)는 제 1, 2 거시 딜레이부의 일례, (c)는 각각의 딜레이부(FDE, CDE1,2)에 대한 바이어스 회로이다.

[117] 도 5에 (a) 및 (b)에 도시된 각각의 딜레이부(FDE, CDE1,2)는 d_in을 통하여 신호를 입력받고, d_out을 통하여 딜레이된 신호를 출력한다.

[118] 병렬 NAND 게이트 각각은 도 4와 같이, XOR 게이트의 출력신호(After_Xor)(또는 제 1 거시 딜레이(CDE1)의 출력신호)와 미세 딜레이부(FDE)의 출력신호(FDE_Out)가 모두 On 상태인 경우, 좁은 폭(w)의 펄스(pulse) 신호와 펄스 신호(pulse)보다 d1만큼 지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 출력한다.

[119]

[120] H브리지 제어 블록(423)은 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 생성부(422)에서 출력된 펄스/디펄스 신호(pulse/d_pulse) 중 하나를 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig)의 제어에 따라 복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 선택하여 입력되도록 하고, 선택하여 입력된 신호(MUX_out)와 선택하여 입력된 신호보다 지연된 딜레이 신호(CDE2_out)가 각각 병합된 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 생성하는 기능을 한다.

[121] 이와 같은 H브리지 제어 블록(423)은 이중적 구조의 제 1 제어블록(422a)과 제 2 제어블록(422b)을 포함하고, 제 1 제어블록(422a)과 제 2 제어블록(422b) 각각은 각각 두 개의 복수 개의 멀티플렉서(MUX), 제 2 거시 딜레이(CDE2), XOR 게이트 및 NOT 게이트가 동일하게 배치된다.

[122] 복수 개의 멀티플렉서(Mux)는 포지티브/네거티브 시그널(pos/neg_sig) 각각의 제어에 따라 펄스/디펄스(pulse/d_pulse) 신호 중 하나를 선택하여 입력되도록 한다. 이와 같은 복수 개의 멀티플렉서(Mux)는 제 1 제어블록(422a)과 제 2 제어블록(422b)의 복수 개의 멀티플렉서(MUX)로 입력되는 포지티스 시그널(pos_sig)과 네거티브 시그널(neg_sig)의 위치는 서로 바뀌어 입력되도록 샛팅된다.

[123] 따라서, 제 1 제어블록(422a)에서 복수 개의 멀티플렉서(Mux)가 입력

데이터(MUX_out)로 펄스(pulse) 시그널을 선택하면, 제 2 제어블록(422b)에서 복수 개의 멀티플렉서(Mux)는 역으로, 디-펄스(d_pulse) 시그널을 선택하게 된다.

[124] 여기서, 제 1 제어블록(422a)으로부터 출력되는 하이투로우(H2L_1) 펄스 및 로우투하이(L2H_1) 펄스와 제 2 제어블록(422b)으로부터 출력되는 하이투로우(H2L_2) 펄스 및 로우투하이(L2H_2) 펄스 사이에 지연되는 시간(d1)은 제 1 거시 딜레이(CDE1)에 의해 제어될 수 있다.

[125] 따라서, 제 1 거시 딜레이(CDE1)가 펄스(pulse) 시그널과 디-펄스(d_pulse) 시그널 사이의 지연 시간(d1)을 길게 하면, 제 1 제어블록(422a)으로부터 출력되는하이투로우(H2L_1) 펄스 및 로우투하이(L2H_1) 펄스와 제 2 제어블록(422b)으로부터 출력되는 하이투로우(H2L_2) 펄스 및 로우투하이(L2H_2) 펄스 사이에 지연되는 시간(d1)도 길어지게 된다.

[126] 제 2 거시 딜레이(CDE2)는 도 4와 같이 입력된 신호(MUX_out)와 선택된 신호보다 지연된 딜레이 신호(CDE2_out) 사이의 지연 시간(d2)을 제어하는 기능을 한다.

[127] 이와 같이 제 2 거시 딜레이(CDE2)가 입력된 신호(MUX_out)와 딜레이 신호(CDE2_out) 사이의 지연 시간(d2)을 제어함으로써, H브리지 제어 블록(423)에서 출력되는 하이투로우(H2L) 및 로우투하이(L2H) 신호 각각의 사이 간격을 조절할 수 있다. 따라서 제 2 거시 딜레이(CDE2)가 지연 시간(d2)을 매우 길게 제어하여 하이투로우(H2L) 및 로우투하이(L2H) 신호 각각의 사이 시간 간격(d2)이 벌어지도록 하여 각각의 펄스(H2L, L2H)의 개수가 2 개가 되도록 할 수도 있고, 지연 시간(d2)을 매우 짧게 제어하여 신호 각각의 사이 시간 간격(d2)을 없애 각각의 펄스(H2L, L2H)의 개수가 1개가 되도록 할 수도 있다.

[128] H2L, L2H 펄스의 개수가 각각 1개인 경우 H브리지(424)는 1차 미분 가우시안 펄스를 출력하게 되고, H2L, L2H 펄스의 개수가 각각 2개인 경우 H브리지(424)는 5차 미분 가우시안 펄스를 생성하게 된다.

[129] 이와 같이 함으로써, 제 2 거시 딜레이(CDE2)는 입력된 신호(MUX_out)와 딜레이 신호(CDE2_out) 사이의 지연 시간(d2)을 제어함으로써 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스의 폭(Width)과 개수를 제어할 수 있고, 이를 통하여 가우시안 펄스의 폭(Width), 중심 주파수 및 크기(Amplitude)를 제어할 수 있다.

[130] 이와 같은 H브리지 제어 블록(423)은 제 1 제어블록(422a)에서 제 1 하이투로우(H2L_1) 및 제 1 로우투하이(L2H_1) 신호를 출력하도록 하고, 제 2 제어블록(422b)에서 제 2 하이투로우(H2L_2) 및 제 2 로우투하이(L2H_2) 신호를 출력하도록 함으로써, H브리지(424)에서 서로 교차 연결된 PMOS와 NMOS 쌍을 제어하기 위한 두 개의 H2L펄스와 L2H 펄스 셋을 생성한다.

[131]

[132] 다음, H브리지(424)는 하이투로우(H2L) 및 로우투하이(L2H) 펄스를 제어 신호로 입력받아 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍을 통하여

가우시안 펄스를 생성하는 기능을 한다.

[133] 이와 같은 H 브리지에서 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍은 제 1 P/NMOS 스위칭 소자 쌍(P1, N1)과 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍(P2, N2)을 포함하고, 제 1 P/NMOS 스위칭 소자 쌍(P1, N1)은 제 1 제어블록(422a)으로부터 출력되는 제 1 하이투로우(H2L_1) 및 로우투하이(L2H_1) 펄스에 의해 턴 온(Turn on)되고, 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍(P2, N2)은 제 2 제어블록(422b)으로부터 출력되는 제 2 하이투로우(H2L_2) 및 로우투하이(L2H_2) 펄스에 의해 턴 온(Turn on) 된다.

[134] 이때, P1과 N1 쌍은 H2L_1과 L2H_1 신호에 의해 동시에 턴 온(Turn on) 된다. 그리고, 나머지 P2와 N2 쌍은 제 1 거시 딜레이(CDE1)에 의해 제어된 타이밍 오프셋 신호인 H2L_2과 L2H_2 신호에 의해 동시에 턴 온(Turn on) 된다.

[135] 이와 같이 함으로써 H브리지(424)는 가우시안 펄스를 생성하게 되는 것이다. 보다 상세하게 설명하면 다음과 같다.

[136] 도 6는 H브리지 제어 블록에서 출력된 제어 신호에 따라 H브리지에서 출력되는 가우시안 펄스의 예를 나타내는 도이고, 도 7는 도 6의 펄스를 실제로 측정한 그래프이다.

[137] 도 6 및 7을 참조하면, (a)에 도시된 바와 같이, 제 1 거시 딜레이(CDE1)가 지연 시간(d1)을 길게 하고, 제 2 거시 딜레이(CDE2)가 지연 시간(d2)을 매우 짧게 하여 H브리지 제어 블록(423)의 제 1 제어블록(422a)에서 L2H_1 및 H2L_1의 제어 신호가 출력되고, 제 2 제어블록(422b)에서 L2H_2 및 H2L_2가 출력될 때, H브리지(424)에서는 L2H_1 및 H2L_1에 따라 P1과 N1 쌍이 턴 온되어 정극성의 가우시안 펄스가 생성되고, L2H_2 및 H2L_2에 따라 P2과 N2 쌍이 턴 온되어 부극성의 가우시안 펄스가 생성된다.

[138] 또한, (b)에 도시된 바와 같이, 제 1 거시 딜레이(CDE1)가 지연 시간(d1)을 짧게 하고, 제 2 거시 딜레이(CDE2)가 지연 시간(d2)도 매우 짧게 하여 H브리지 제어 블록(423)의 제 1 제어블록(422a)에서 먼저 L2H_1 및 H2L_1의 제어 신호가 출력되고, 제 2 제어블록(422b)에서 이후에 L2H_2 및 H2L_2가 출력될 때, H브리지(424)에서는 L2H_1 및 H2L_1에 따라 P1과 N1 쌍이 먼저 턴 온되고, L2H_2 및 H2L_2에 따라 P2과 N2 쌍이 나중에 턴 온되어 1차 미분된 가우시안 펄스가 생성된다.

[139] 그리고, 이와 반대로, H브리지 제어 블록(423)의 제 2 제어블록(422b)에서 먼저 L2H_2 및 H2L_2의 제어 신호가 출력되고, 제 1 제어블록(422a)에서 이후에 L2H_1 및 H2L_1이 출력될 때, H브리지(424)에서는 L2H_2 및 H2L_2에 따라 P2과 N2 쌍이 먼저 턴 온되고, L2H_2 및 H2L_2에 따라 P2과 N2 쌍이 나중에 턴 온되어 위상이 반전된 1차 미분된 가우시안 펄스가 생성된다.

[140] 또한, (c)에 도시된 바와 같이, 제 1 거시 딜레이(CDE1)가 지연 시간(d1)을 짧게 하고, 제 2 거시 딜레이(CDE2)가 지연 시간(d2)을 상대적으로 길게 하고, 미세 딜레이부(FDE)가 지연 시간(w)을 짧게 하여, H브리지(424)에서는 5차 미분된

가우시안 펄스가 생성될 수 있는 것이다.

[141] 이와 같이, 본 발명에 따른 초광대역(UWB) 펄스 생성부(PG,420)는 딜레이부들(FDE, CDE1,2)의 바이어스 상태 제어를 통해 펄스 폭과 상대적인 딜레이를 튜닝함으로써 여러 종류의 가우시안 펄스를 생성할 수 있는 것이다.

[142]

[143] 표 1은 post layout 시뮬레이션을 통하여 획득된 PG 칩의 펄스 특성을 나타낸다.

[144] 표 1

Variable/Pulse	가우시안 펄스	1차 미분	5차 미분
Ctl Vol. @ CDE1	1.5~1.8V	0~1.1V	0~1.0V
Ctl Vol. @ CDE2	1.2~1.8V	1.1~1.5V	0~1.0V
H브리지 펄스 폭(Width)	400~490ps	500~780ps	600~900ps
H브리지 펄스 크기(Amp)	130~280mV	400~600mV	150~500mV
송신 전력	23~40uW	56~74uW	29~71uW

[145] 이와 같은 초광대역(UWB) 펄스 생성부(PG,420)는 초당 200메가 펄스(200Mps)의 펄스 반복 주파수(PRF pulse repetion frequency) 및 200Mps에서 5,4mW의 전력 소모하게 된다.

[146]

[147] 도 8는 1차와 5차 미분된 가우시안 펄스에 대한 제어능력을 보여준다. 이와 같은 제어 능력을 통해 인체에 의한 신호 감쇠 영향에 유용하게 대응할 수 있다.

[148] (a)는 1차 미분된 가우시안 펄스를 나타내고, (b)는 5차 미분된 가우시안 펄스를 나타낸다. (b)와 같이 5차 미분 가우시안 펄스는 도 9에 도시된 바와 같은 FCC 스펙트럼 마스크를 쉽게 만족시킬 수 있다. 도시된 바와 같이 초광대역(UWB) 펄스 생성부(PG,420)는 딜레이부들(FDE, CDE1,2)의 제어 신호를 제어함으로써 전술한 바와 같은 요구를 쉽게 만족시킬 수 있는 것이다.

[149] 여기서, 도 9은 б=65ns 와 750ns의 표준 미분을 갖는 5차 미분 가우시안 펄스로서 (a)는 시간 도메인이고, (b)는 전력 스펙트럼 밀도(Power spectral density;PSD)를 나타낸다.

[150] 종래의 펄스 생성부는 FCC 스펙트럼 마스크를 만족시키기 위해서는 대역 통과 필터, 수동 소자 및 에너지를 소비하는 전력 증폭기와 같은 추가적인 회로들이 요구한다.

[151] 그러나, 본 발명에 따른 초광대역(UWB) 펄스 생성부(PG,420)는 비효율적인 전력 수동 소자로 인한 출력 펄스의 흔들림을 제거하고, 디지털 게이트에서 직접적으로 딜레이 하는 것보다 딜레이부들(FDE, CDE1,2) 사이에서 상대적 딜레이를 이용함으로써 PVT(Process, voltage, temperature) 변화에 비교적 강력한 효과가 있다.

[152]

[153] 도 10 및 도 11는 외부 유닛에 포함되는 초광대역(UWB) 수신기의 일례를 설명하기 위한 도이다.

[154] 도 10에 도시된 바와 같이 외부 유닛에 포함되는 초광대역(UWB) 수신기(800)는 저잡음 증폭기(810)(Low Noise Amplifier;LNA), 제 1, 2 혼합부(821, 822), 제 1, 2 로패스필터(841, 842)(Low Pass Filter), 제 1, 2 복조부(860, 870), 합산부(880), 위상차 발생기(830), 국부 발진기(850)(VCO), 적분기(890), 디지털 변환기(891)(Analog to digital converter;ADC), 위상 고정기(892)(Phase Locked Loop; PLL) 및 타이밍 발생기(893)를 포함할 수 있다.

[155] 도 10의 저잡음 증폭기(810)(Low Noise Amplifier;LNA)는 인체 내부로 삽입되어 장기 내부의 상태를 영상으로 촬영하는 캡슐 내시경으로부터 전송된 초광대역(Ultra Wide Band; UWB) 영상 신호를 증폭시켜 제 1 혼합부(821)와 제 2 혼합부(822)에 각각 출력하는 기능을 한다. 이와 같이 저잡음 증폭기(810)는 도 11의 (a)와 같이 증폭된 초광대역(UWB) 영상 신호를 출력하게 된다.

[156] 도 10의 국부 발진기(850)(VCO)는 위상 고정기(892)로부터 위상 제어 신호를 전송받아 제어 신호에 따라 제 1 반송파를 생성하는 기능을 한다.

[157] 도 10의 위상차 발생기(830)는 국부 발진기(850)로부터 제 1 반송파 신호를 수신하여 차동 위상차를 갖는 제 2 반송파 신호를 생성하고, 제 1 반송파 신호를 I채널로 출력하고 제 2 반송파 신호를 Q채널로 출력하는 기능을 한다.

[158] 여기서, 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호의 위상 차이는 90°도가 되도록 할 수 있다.

[159] 이와 같이 위상차 발생기(830)는 I채널 또는 Q채널로 도 11의 (b)와 같은 제 1 반송파 또는 제 2 반송파 신호를 출력하게 된다.

[160] 도 10의 제 1 혼합부(821)와 제 2 혼합부(822)는 증폭된 초광대역(Ultra Wide Band; UWB) 영상 신호에 대해 국부 발진기(850)로부터 생성된 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호로 각각 다운 컨버젼(Down-conversion)하여 상기 영상 신호의 포락선을 검출하는 기능을 한다.

[161] 이와 같이 제 1 혼합부(821)와 제 2 혼합부(822)는 도 11의 (c)와 같이 포락선이 검출된 영상 신호를 출력하게 된다.

[162] 도 10의 제 1 로패스 필터(841)와 제 2 로패스 필터(842)는 포락선이 검출된 각각의 영상 신호에 대해 저대역을 필터링하여 도 11의 (d)와 같이 주파수가 낮은 영상 신호를 출력하게 된다.

[163] 도 10의 제 1 복조부(860)와 제 2 복조부(870)는 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연한 신호를 합성하는 기능을 한다.

[164] 여기서, 제 1 복조부(860)와 제 2 복조부(870) 각각은 제 1, 2 딜레이부(861, 871)와 제 1, 2 복조 합성부(862, 872)를 포함한다.

[165] 제 1, 2 딜레이부(861, 871)는 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연시키는 기능을 하고, 제 1, 2 복조 합성부(862, 872)는 저대역 필터링된 각각의 영상

신호와 각각의 지연된 신호를 합성하여 도 11의 (e)와 같이 복조된 신호를 출력하는 기능을 한다.

[166] 종래 경우에는, 수신된 영상 신호를 변조하는 경우, 도 6의 (a)와 같은 신호를 지연시켜 변조하였다. 이와 같은 경우, 주파수가 높아 지연 시간을 정확히 맞추기가 어렵고, 신호의 광대역특성으로 인해, 광대역 지연의 구현이 어려워 복조가 정확히 이루어지지 아니하였다.

[167] 그러나, 본 발명과 같이, 차동 위상차를 갖는 반송파 신호를 이용하여 입력된 영상 신호에 대해 각각 다운 컨버젼(Down-conversion)하여 포락선을 검출한 후, 저대역 필터링된 도 6의 (d)와 같은 영상 신호에 대해 변조하는 경우, 영상 신호의 주파수가 상대적으로 낮아 변조를 위한 지연 시간을 맞추는 것이 상대적으로 용이하여 본 발명의 초광대역(UWB) 수신기(800)는 변조를 보다 정확히 할 수 있는 효과가 있다.

[168] 도 10의 합산부(880)는 제 1 복조부(860)와 제 2 복조부(870)로부터 출력되는 각각의 영상 신호를 합산하는 기능을 한다.

[169] 도 10의 적분기(890)는 합산부(880)로부터 출력된 영상 신호에 대해 적분 회로 기능을 수행하는 기능을 한다.

[170] 도 10의 디지털 변환기(891)(Analog to digital converter;ADC)는 적분기(890)로부터 출력되는 영상 신호를 디지털 변환하는 기능을 한다. 이때 디지털 변환기(891)는 타이밍 발생부로부터 타이밍 제어 신호를 전송받아 입력된 아나로그 영상 신호를 디지털 영상 신호로 샘플링(Samppling)하게 된다.

[171] 도 10의 위상 고정기(892)(Phase Locked Loop; PLL)는 디지털 변환기(891)로부터 출력되는 영상 신호를 피드백 받아 영상 신호의 위상을 검출하고 위상을 조절하는 위상 제어 신호를 국부 발진기(850)와 타이밍 발생기(893)로 출력하는 기능을 한다.

[172] 국부 발진기(850)로 출력된 위상 제어 신호는 국부 발진기(850)에서 생성하는 제 1 반송파의 주파수를 조절하게 된다.

[173] 도 10의 타이밍 발생기(893)는 위상 제어 신호를 전송받아 제 1 복조부(860)와 제 2 복조부(870)의 신호 지연 시간을 제어하는 신호 및 디지털 변환기(891)의 디지털 변환 타이밍을 제어하는 신호를 출력하는 기능을 한다.

[174] 이와 같이, 본 발명에 따른 외부 유닛에 포함되는 초광대역(UWB) 수신기의 일례는 도 11와 같이 입력된 초고주파 대역인 UWB 대역의 영상 신호에 대해 다운 컨버젼하여 포락선을 검출한 후 저대역 필터링을 하여 저대역 밴드의 영상 신호로 변경한 이후에 신호 합성을 함으로써, 광대역 지연의 문제를 해결할 수 있는 효과가 있다.

[175] 도 12은 본 발명에 따른 초광대역 수신기의 주파수 특성을 보여준다.

[176] 도시된 바와 같이 본 발명에 따른 초광대역 수신기(800)는 일반적으로 2.1GHz와 5.1GHz에서 나타나는 강한 협대역 간섭이 발생하지 아니하고 제거되는 것을 알 수 있다.

[177]

[178] 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위 내에서 다양한 수정, 변경 및 치환이 가능할 것이다. 따라서, 본 발명에 개시된 실시예 및 첨부된 도면들은 본 발명의 기술 사상을 한정하기 위한 것이 아니라 설명하기 위한 것이고, 이러한 실시예 및 첨부된 도면에 의하여 본 발명의 기술 사상의 범위가 한정되는 것은 아니다. 본 발명의 보호 범위는 아래의 청구범위에 의하여 해석되어야 하며, 그와 동등한 범위 내에 있는 모든 기술 사상은 본 발명의 권리범위에 포함되는 것으로 해석되어야 할 것이다.

청구범위

[1] 국부 발진 신호를 생성하여 출력하는 국부 발진기; 및
하나의 칩에 집적 가능하며, 인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 상기 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 상기 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(Pulse Generator);
를 포함하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[2] 제 1 항에 있어서,
상기 초광대역(UWB) 펄스 생성기는
상기 국부발진신호에 의해 생성된 클록 신호에 따라 상기 영상 신호의 데이터 비트를 식별하기 위한 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성하는 포지티브/네거티브시그널 생성부;
상기 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 입력받아 두 개의 병렬 NAND 게이트를 통하여 상기 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하기 위한 제어 신호인 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스를 생성하기 위한 펄스(pulse) 신호와 상기 펄스(pulse) 신호보다 지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 생성하는 펄스/디펄스 생성부;
복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 상기 펄스 신호 및 상기 디펄스 신호 각각을 상기 포지티브 및 네거티브 시그널 각각의 제어에 따라 선택하여 입력되도록 하고, 상기 선택하여 입력된 신호와 상기 선택하여 입력된 신호보다 지연된 딜레이 신호가 병합된 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 생성하는 H브리지 제어 블록; 및
상기 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 제어 신호로 입력받아 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍을 통하여 상기 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하는 H브리지;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[3] 제 2 항에 있어서,
상기 펄스/디펄스 생성부는
상기 펄스/디펄스 신호 각각의 폭(Width)을 제어하는 미세 딜레이(Fine Delay)부; 및
상기 펄스/디펄스 신호 사이의 지연 시간을 제어하는 제 1 거시 딜레이(Coarse Delay)부;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[4] 제 3 항에 있어서,

상기 미세 딜레이부 및 제 1 거시 딜레이부는
각각 상기 펄스/디펄스 신호의 폭(Width)과 지연 시간을 조절하여 상기 H브리지를 통하여 상기 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성하기 위하여 펄스의 폭(Width), 중심 주파수 및 크기(Amplitude)를 제어하는 것
을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[5] 제 3 항에 있어서,
상기 미세 딜레이부 및 제 1 거시 딜레이부는
각각 상기 펄스/디펄스 신호의 폭(Width)과 지연 시간을 조절하여 상기 H브리지가 출력하는 상기 어느 하나의 가우시안 펄스는 상기 가우시안 펄스, 1차 또는 5차 미분된 가우시안 펄스 중 어느 하나가 되도록 하는 것
을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[6] 제 3 항에 있어서,
상기 H브리지 제어 블록은
상기 입력된 신호와 상기 선택된 신호보다 지연된 딜레이 신호 사이의 지연 시간을 제어하는 제 2 거시 딜레이부;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[7] 제 6 항에 있어서,
상기 H브리지 제어 블록은 이중적 구조의 제 1 제어블록과 제 2 제어블록을 포함하고,
상기 제 1 제어 블록과 제 2 제어 블록 각각은 서로 동일한 구조를 지니고,
상기 제 1 제어 블록과 제 2 제어 블록에 포함된 상기 복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 선택되어 입력되는 상기 포지티브/네거티브 시그널의 위치가 서로 반대되는 것
을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[8] 제 7 항에 있어서,
상기 제 1 제어 블록이 상기 펄스 신호를 선택하는 경우, 상기 제 2 블록은 상기 디펄스 신호를 선택하도록 상기 제 1, 2 제어 블록이 샛팅(setting)되는 것을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[9] 제 8 항에 있어서,
상기 제 1 제어 블록으로부터 출력되는 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스와 상기 제 2 제어 블록으로부터 출력되는 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 사이에 지연되는 시간은 상기 펄스/디펄스 생성부에 포함되는 제 1 거시 딜레이부에 의해 제어되는 것
을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[10] 제 7 항에 있어서,
상기 H 브리지에서 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍은 제 1

P/NMOS 스위칭 소자 쌍과 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍을 포함하고,
상기 제 1 P/NMOS 스위칭 소자 쌍은 상기 제 1 제어 블록으로부터 출력되는 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스에 의해 턴 온(Turn on)되고,
상기 제 2 P/NMOS 스위칭 소자 쌍은 상기 제 2 제어 블록으로부터 출력되는 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스에 의해 턴 온(Turn on)되는 것
을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기.

[11] 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 수동 수신기(Narrowband Passive Receiver); 및
상기 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 상기 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하기 위한 상기 제 1 항 내지 제 10 항에 따른 캡슐 내시경의 초광대역 송신기;
를 포함하는 캡슐 내시경.

[12] 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 수동 수신기; 및
하나의 칩에 집적 가능하며, 상기 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 상기 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 초광대역(UWB) 펄스 생성기(Pulse Generator);를 포함하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신기;를 포함하는 캡슐 내시경;과
상기 캡슐 내시경을 구동하기 위해 상기 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여 상기 협대역 수동 수신기로 전송하는 협대역 송신기; 및
상기 캡슐 내시경의 초광대역 송신기로부터 상기 초광대역(UWB)의 영상 신호를 수신받아 신호처리하는 초광대역 수신기;를 포함하는 외부 유닛;
을 포함하는 무선 내시경 시스템.

[13] 제 12 항에 있어서,
상기 외부 유닛의 초광대역 수신기는
상기 수신된 초광대역 영상 신호에 대해 제 1 반송파 신호와 상기 제 1 반송파 신호와 차동 위상차을 갖는 제 2 반송파 신호로 각각 다운 컨버젼(Down-conversion)하여 상기 영상 신호의 포락선을 검출하는 제 1, 2 혼합부;
상기 포락선 검출된 각각의 영상 신호에 대해 저대역을 필터링하는 제 1, 2

로패스필터(Low Pass Filter);
상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연한 신호를 합성하는 제 1, 2 복조부; 및
상기 제 1, 2 복조부로부터 출력되는 각각의 영상 신호를 합산하는 합산부;
를 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템.

[14] 제 13 항에 있어서,
상기 외부 유닛의 초광대역 수신기는
상기 무선 캡슐 내시경으로부터 전송된 영상 신호를 증폭시켜 상기 제 1, 2 혼합부에 각각 출력하는 저잡음 증폭기(Low Noise Amplifier;LNA);를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템.

[15] 제 13 항에 있어서,
상기 외부 유닛의 초광대역 수신기는
상기 제 1 반송파 신호를 국부 발진기로부터 수신하여 차동 위상차를 갖는 상기 제 2 반송파 신호를 생성하고, 상기 제 1 반송파 신호와 상기 제 2 반송파 신호를 상기 제 1, 2 혼합부로 출력하는 위상차 발생기;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템.

[16] 제 13 항에 있어서,
상기 제 1, 2 복조부 각각은
상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연시키는 제 1, 2 딜레이부; 및
상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 상기 각각의 지연 신호를 합성하는 제 1, 2 복조 합성부;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템.

[17] 국부 발진 신호를 생성하여 출력하는 국부발진 출력단계; 및
인체 내부의 장기 상태를 영상으로 촬영하여 획득된 영상 신호와 상기 국부 발진 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 상기 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하는 초광대역 영상 신호 변조단계;
를 포함하는 캡슐 내시경의 초광대역(UWB) 송신 방법.

[18] 제 17 항에 있어서,
상기 초광대역 영상 신호 변조단계는
상기 국부발진신호에 의해 생성된 클록 신호에 따라 상기 영상 신호의 데이터 비트를 식별하기 위한 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 생성하는 단계;
상기 포지티브 시그널(pos_sig) 및 네거티브 시그널(neg_sig)을 입력받아 두 개의 병렬 NAND 게이트를 통하여 상기 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하기 위한 제어 신호인 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스를 생성하기 위한 펄스(pulse) 신호와 상기 펄스(pulse) 신호보다

지연된 디펄스(d_pulse) 신호를 생성하는 단계;
복수 개의 멀티플렉서(Multiplexer; Mux)를 통하여 상기 펄스 신호 및 상기 디펄스 신호 각각을 상기 포지티브 및 네거티브 시그널 각각의 제어에 따라 선택하여 입력되도록 하고, 상기 선택하여 입력된 신호와 상기 선택하여 입력된 신호보다 지연된 딜레이 신호가 병합된 상기 하이투로우(High to low) 펄스 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 생성하는 단계; 및
상기 하이투로우(High to low) 및 로우투하이(Low to high) 펄스 쌍을 제어 신호로 입력받아 교차 커플링된 PMOS와 NMOS 스위칭 소자 쌍을 통하여 상기 어느 하나의 가우시안 펄스를 생성하는 단계;
를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 캡슐 내시경의 초광대역(UWB) 송신 방법.

[19] 인체 내부 장기의 상태를 영상으로 촬영하여 영상 신호를 획득하도록 하기 위해 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 제어 신호 수신 단계; 및
상기 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 상기 획득된 영상 신호를 상기 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 전송하는 제 17 항 내지 제 18 항에 따른 캡슐 내시경의 초광대역 송신 방법;
을 포함하는 캡슐 내시경의 송수신 방법.

[20] 무선 내시경 시스템의 송수신 방법에 있어서,
상기 무선 내시경 시스템의 외부 유닛이 인체 내부 장기의 상태를 촬영하도록 캡슐 내시경을 구동하기 위한 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 생성하여 상기 캡슐 내시경으로 전송하는 협대역 제어 신호 송신 단계;
상기 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경이 상기 ISM(Industrial Scientic and Medical) 대역의 제어 신호를 전송받는 협대역 제어 신호 수신 단계;
상기 무선 내시경 시스템의 캡슐 내시경에 포함되는 초광대역 송신기가 상기 제어 신호에 따라 촬영하여 획득된 영상 신호를 입력받아 초광대역(Ultra Wide Band; UWB)에 속하는 가우시안 펄스, 1차 미분 가우시안 펄스 또는 5차 미분 가우시안 펄스 중 어느 하나의 가우시안 펄스를 선택적으로 생성함으로써, 상기 획득된 영상 신호를 초광대역(UWB)의 영상 신호로 변조하여 송신하는 캡슐 내시경의 초광대역 송신 단계; 및
상기 무선 내시경 시스템의 외부 유닛이 상기 초광대역(UWB)의 영상 신호를 수신받아 디지털 신호처리할 수 있도록 변조하는 초광대역 영상 신호 수신 단계;
를 포함하는 무선 내시경 시스템의 송수신 방법.

[21] 제 20 항에 있어서,
상기 초광대역 영상 신호 수신 단계는

상기 캡슐 내시경의 초광대역 송신기로부터 전송된 초광대역의 영상 신호에 대해 제 1 반송파 신호와 상기 제 1 반송파 신호와 차동 위상차을 갖는 제 2 반송파 신호를 각각 합성하여 업 컨버젼(Up-conversion)하는 업 컨버젼 단계;

상기 업 컨버젼된 각각의 영상 신호에 대해 저대역을 필터링하는 저대역 필터링 단계;

상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연한 신호를 합성하는 변조 단계; 및

상기 변조 단계에서 변조되어 출력되는 각각의 영상 신호를 합산하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템의 송수신 방법.

[22] 제 21 항에 있어서,

상기 초광대역 영상 신호 수신 단계는

상기 업 컨버젼 단계 이전에 상기 무선 갭슐 내시경으로부터 전송된 영상 신호를 증폭시켜 상기 제 1 반송파 신호와 제 2 반송파 신호를 통하여 각각 합성하기 위하여 각각 출력하는 저잡음 증폭 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템의 송수신 방법.

[23] 제 22 항에 있어서,

상기 초광대역 영상 신호 수신 단계는

상기 제 1 반송파 신호를 국부 발진기로부터 수신하여 차동 위상차를 갖는 상기 제 2 반송파 신호를 생성하고, 상기 제 1 반송파 신호와 상기 제 2 반송파 신호를 각각 출력하는 위상차 발생단계;

를 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템의 송수신 방법.

[24] 제 21 항에 있어서,

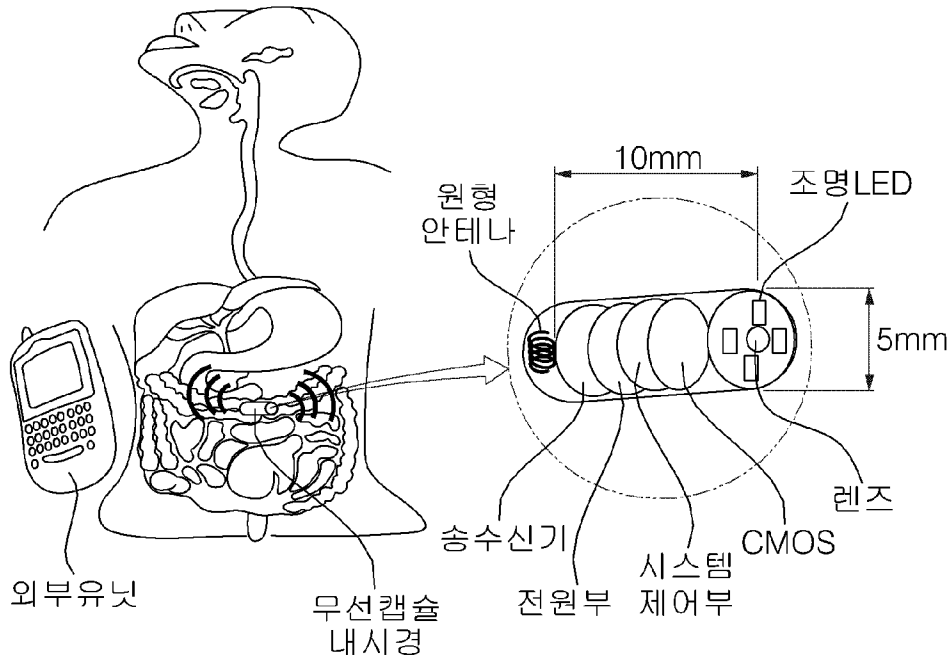
상기 변조 단계는

상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호를 지연시키는 단계; 및

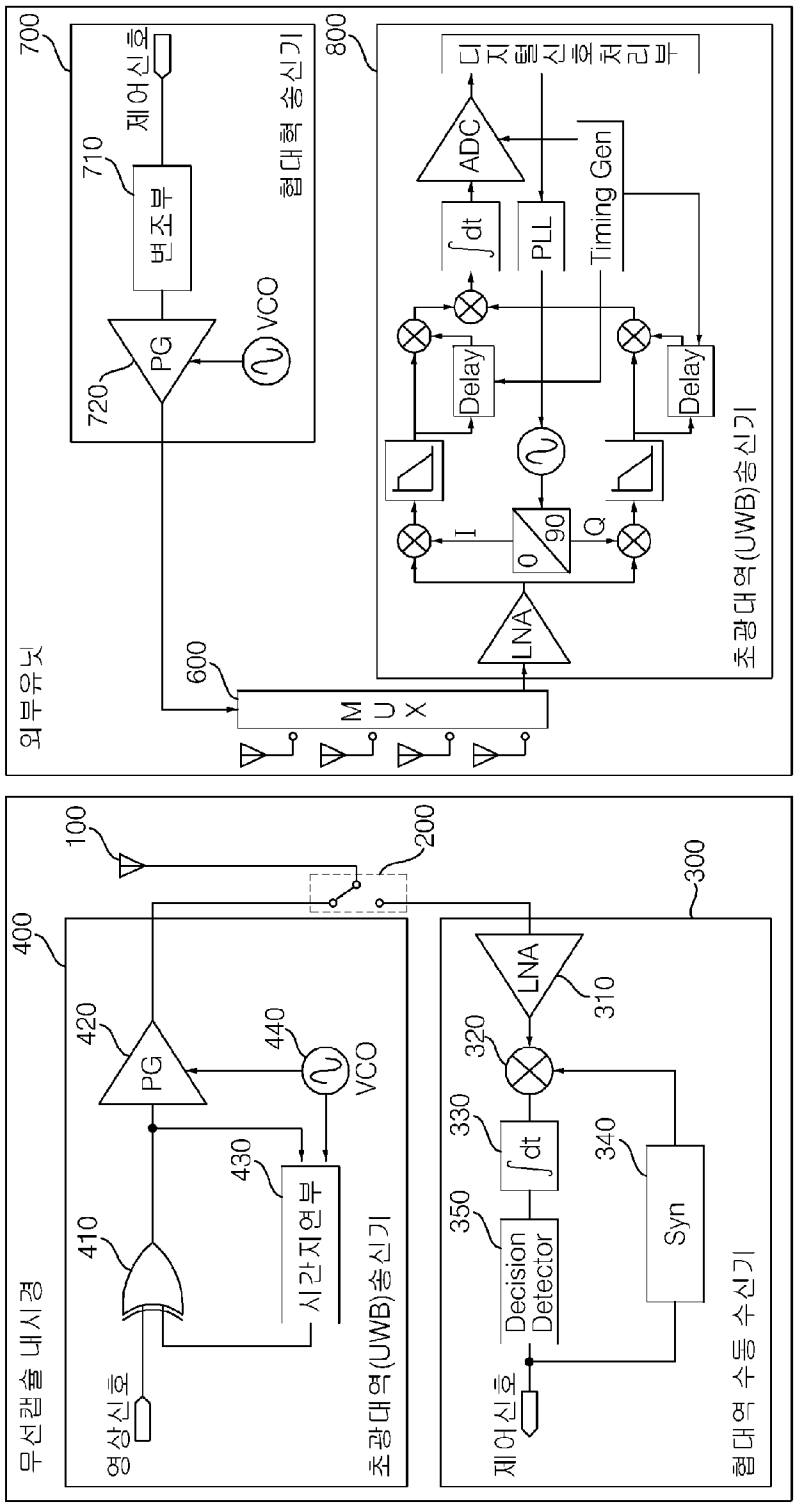
상기 저대역 필터링된 각각의 영상 신호와 상기 지연된 각각의 신호를 합성하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는 무선 내시경 시스템의 송수신 방법.

WO 2010/126203 PCT/KR2009/004424

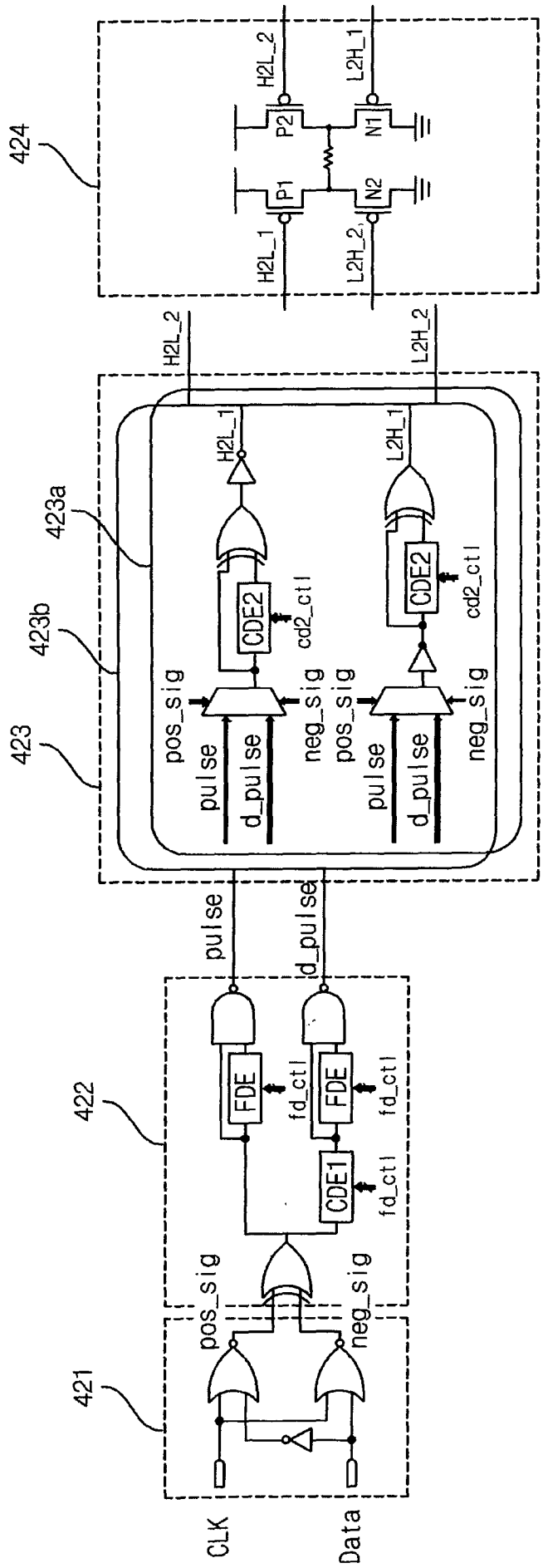
[Fig. 1]



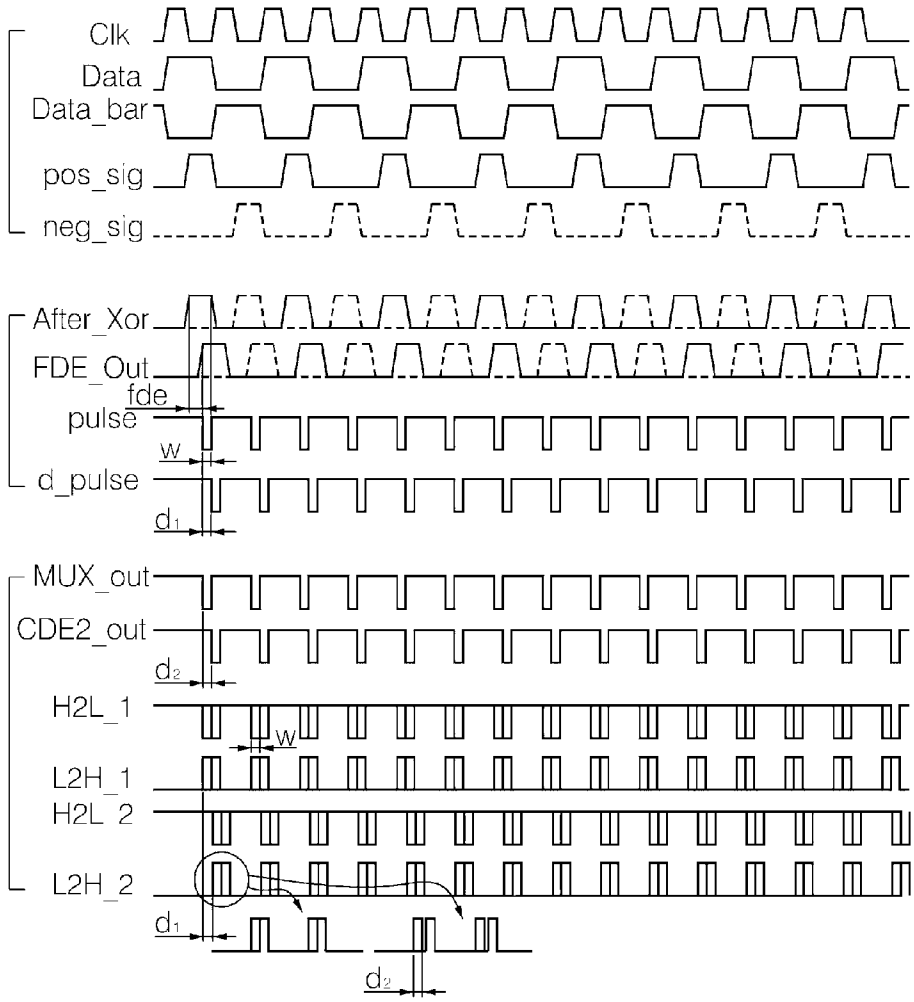
[Fig. 2]


무선랜솔 내시경
영상신호
410
420
PG
430
시간지연부
440
VCO
초광대역(UWB)송신기
400
100
200
300
LNA
310
320
330
∫dt
340
Syn
350
Decision Detector
제어신호
협대역 수동 수신기
외부유닛
600
MUX
초광대역(UWB)송신기
800
LNA
I
Q
0
90
Delay
Delay
∫dt
PLL
Timing Gen
ADC
디지털신호처리부
700
720
PG
VCO
710
변조부
제어신호
협대역 송신기

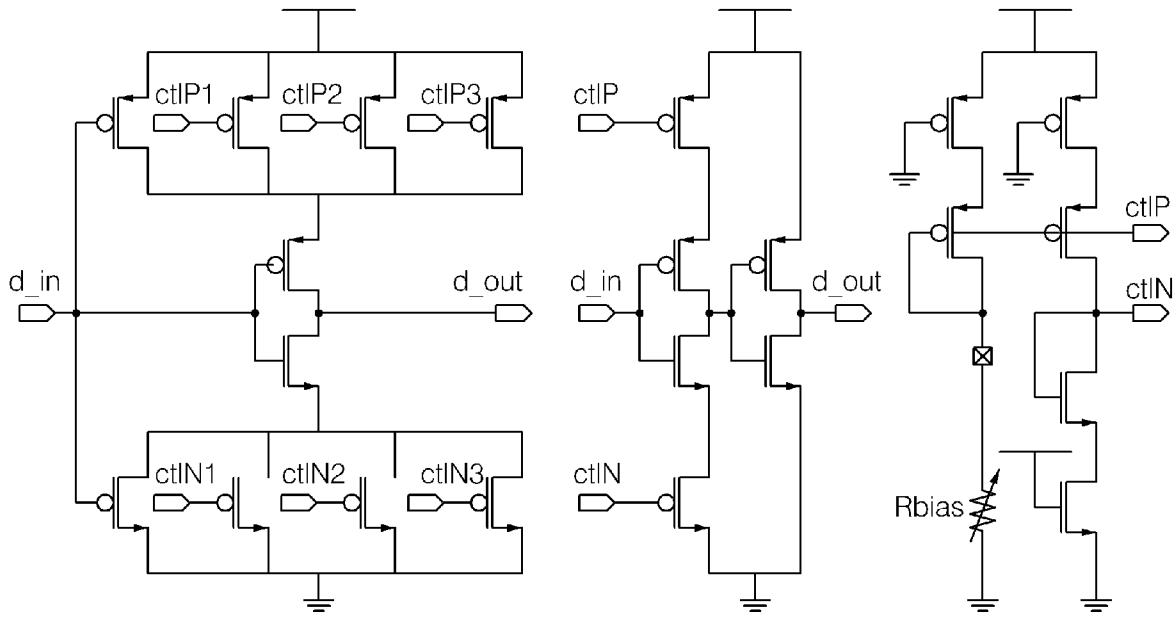
[Fig. 3]


424
H2L_2
L2H_1
P2
N1
P1
N2
H2L_1
L2H_2
423a
423b
423
H2L_1
L2H_1
CDE2
cd2_ctl
pos_sig
pulse
d_pulse
neg_sig
422
FDE
fd_ctl
CDE1
421
CLK
Data

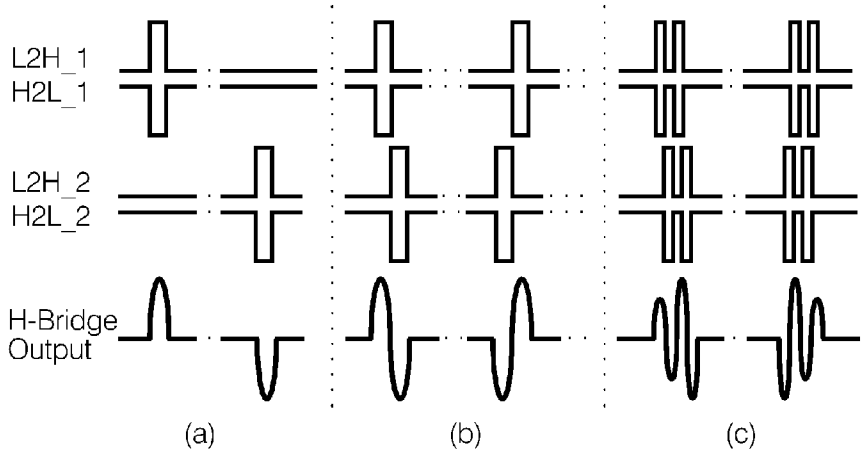
[Fig. 4]


Clk
Data
Data_bar
pos_sig
neg_sig
After_Xor
FDE_Out
fde
pulse
w
d_pulse
d1
MUX_out
CDE2_out
d2
H2L_1
w
L2H_1
H2L_2
L2H_2
d1
d2

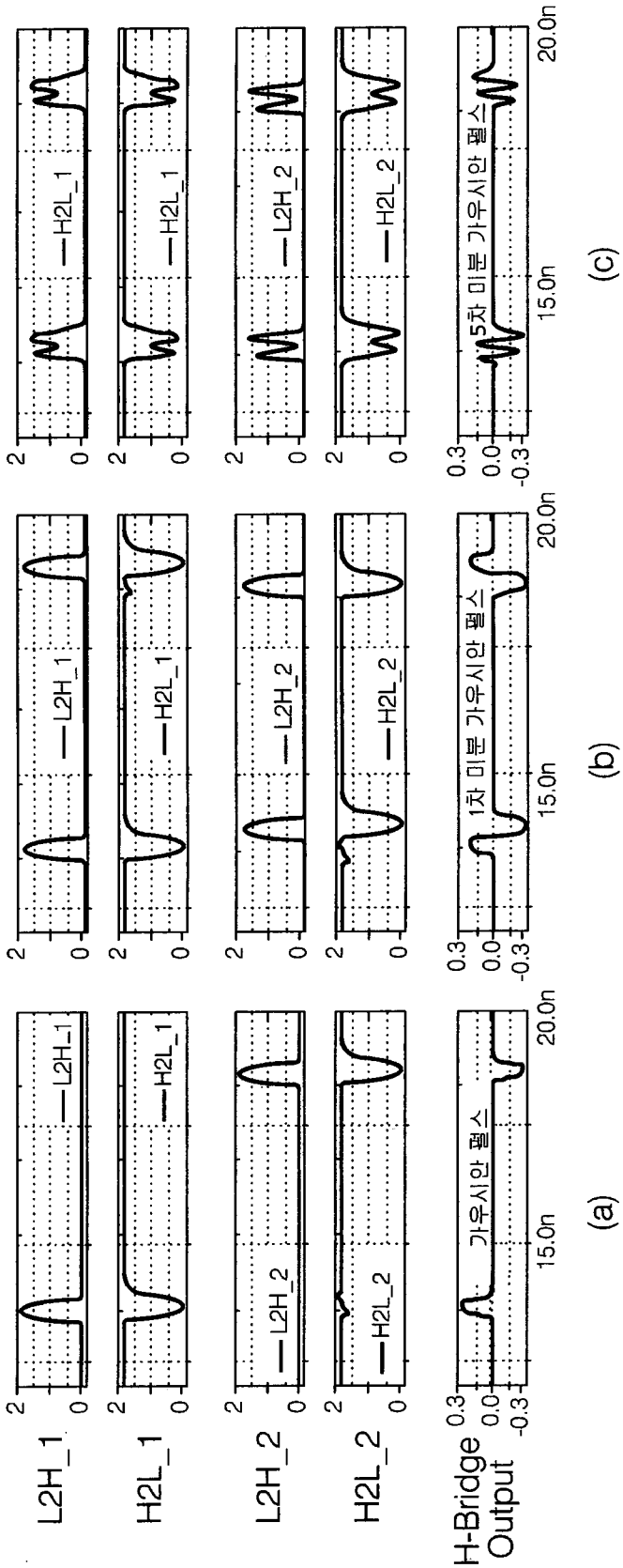
[Fig. 5]


ctlP1
ctlP2
ctlP3
d_in
d_out
ctlN1
ctlN2
ctlN3
ctlP
d_in
d_out
ctlN
ctlP
ctlN
Rbias

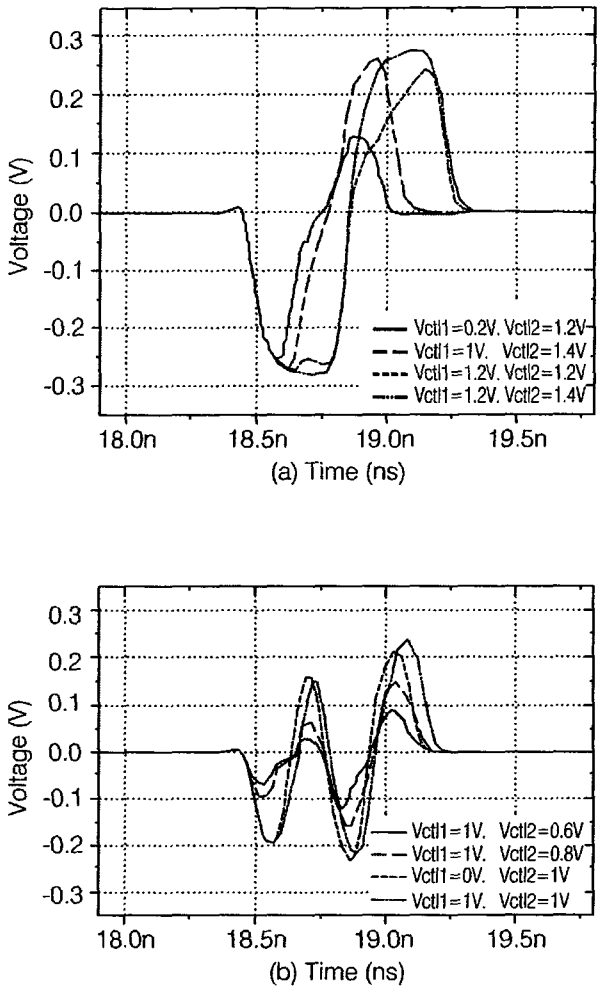
[Fig. 6]



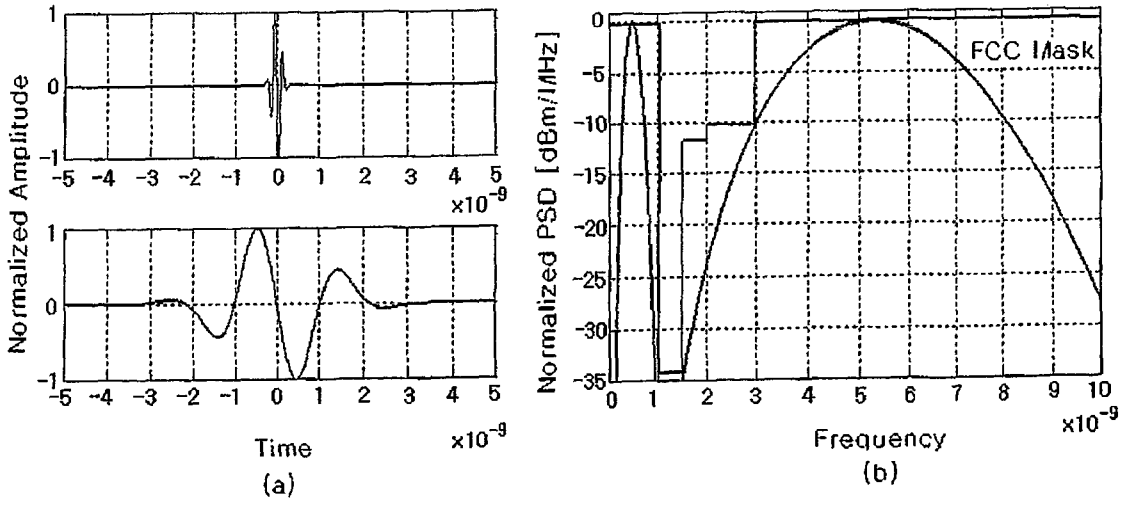
[Fig. 7]


L2H_1
H2L_1
L2H_2
H2L_2
H-Bridge Output
가우시안 펄스
1차 미분 가우시안 펄스
5차 미분 가우시안 펄스
15.0n
20.0n
(a)
(b)
(c)

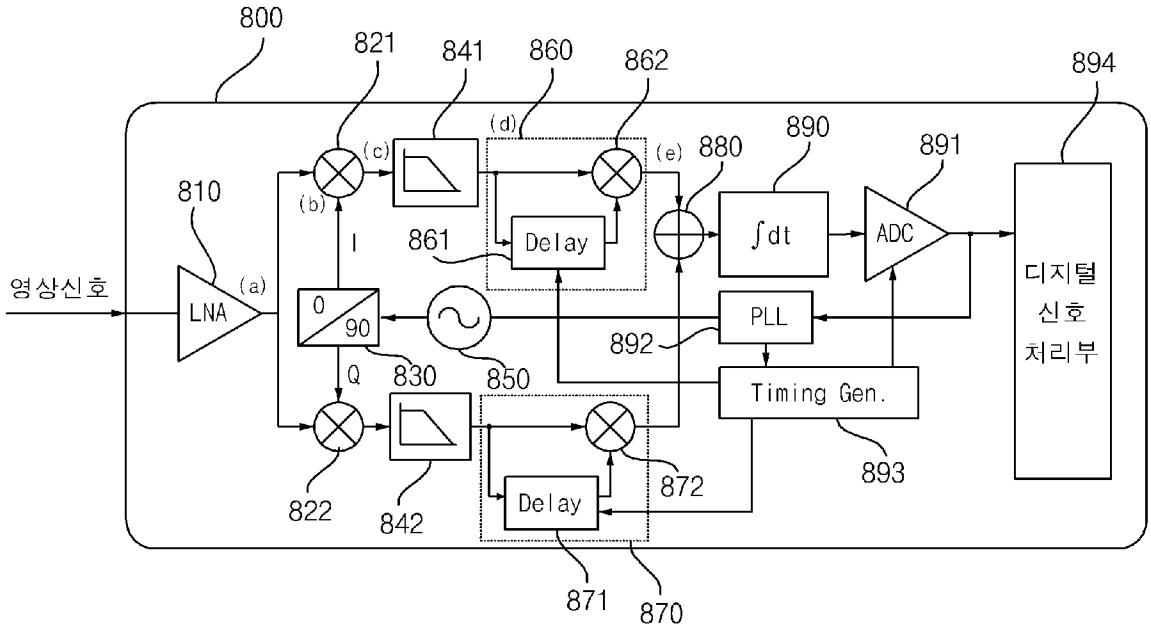
[Fig. 8]


Voltage (V)
0.3
0.2
0.1
0.0
-0.1
-0.2
-0.3
18.0n
18.5n
19.0n
19.5n
(a) Time (ns)
Vctl1=0.2V, Vctl2=1.2V
Vctl1=1V, Vctl2=1.4V
Vctl1=1.2V, Vctl2=1.2V
Vctl1=1.2V, Vctl2=1.4V
Voltage (V)
(b) Time (ns)
Vctl1=1V, Vctl2=0.6V
Vctl1=1V, Vctl2=0.8V
Vctl1=0V, Vctl2=1V
Vctl1=1V, Vctl2=1V

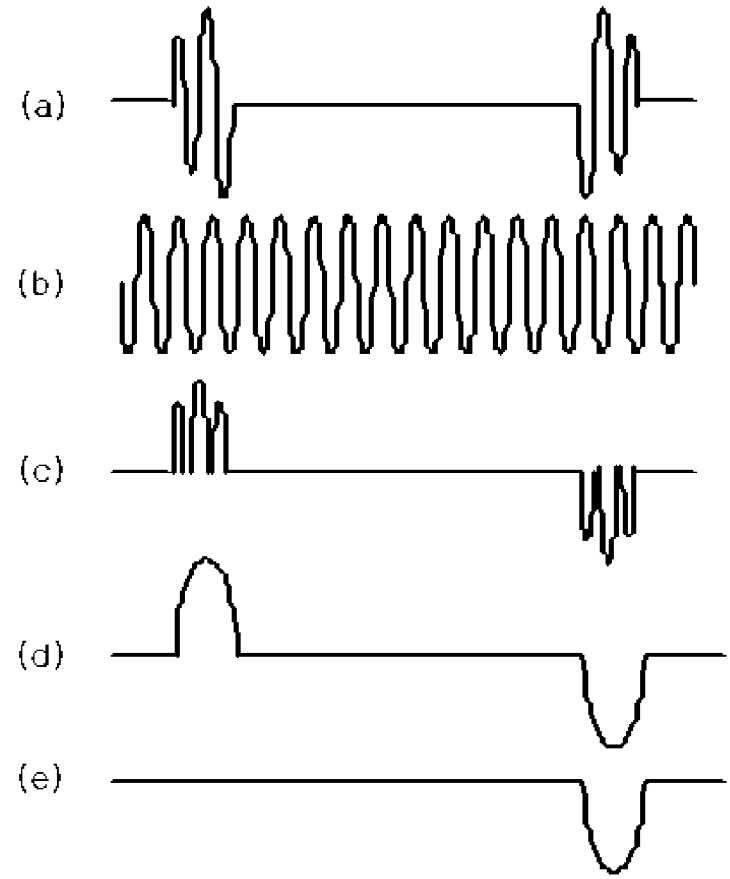
[Fig. 9]


Normalized Amplitude
Time
x10^-9
(a)
Normalized PSD [dBm/MHz]
FCC Mask
Frequency
x10^-9
(b)

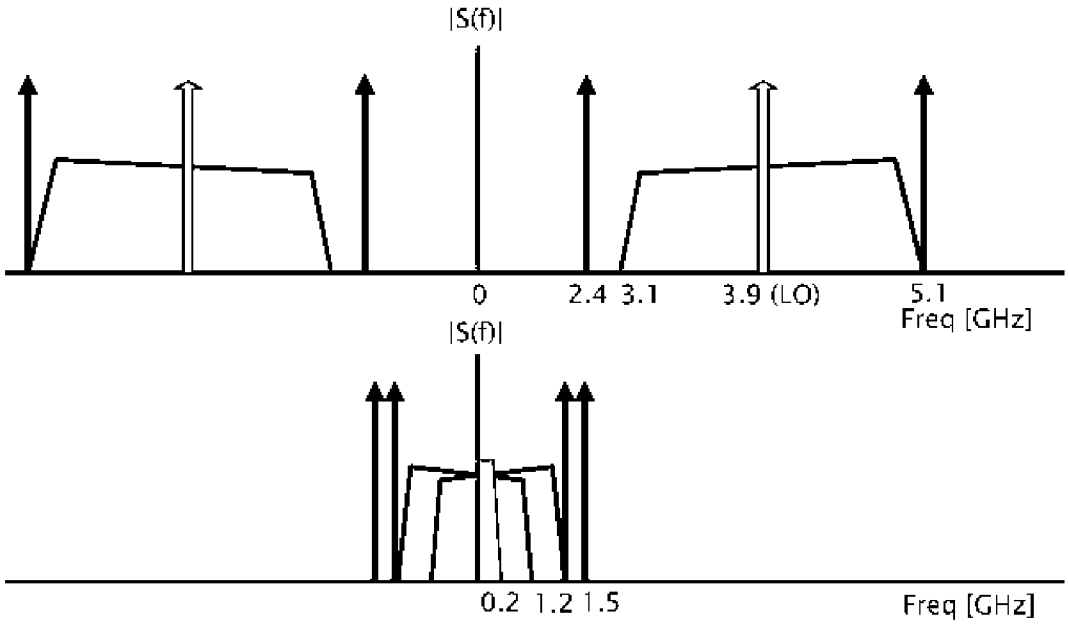
[Fig. 10]


800
821
841
860
862
894
(d)
(c)
(e)
880
890
891
810
(b)
I
861
Delay
∫dt
ADC
영상신호
(a)
LNA
0
90
PLL
디지털
신호
처리부
892
Q
830
850
Timing Gen.
822
842
872
893
Delay
871
870

[Fig. 11]


(a)
(b)
(c)
(d)
(e)

[Fig. 12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/KR2009/004424

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Korean Utility models and applications for Utility models: IPC as above
Japanese Utility models and applications for Utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & Keywords: capsule, endoscope, ultra wide band

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2007-289697 A (BIRNKRANT DASHIELL) 08 November 2007 See abstract, the claims and figure 1	1,11,17 2-10,12-16,18-24
A	JP 2006-296971 A (KIMOTO SEIICHIRO) 02 November 2006 See abstract, the claims and figures 1, 2	1-24
A	JP 2008-200188 A (IGARASHI SADAO) 04 September 2008 See abstract, the claims and figure 1	1-24

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
27 APRIL 2010 (27.04.2010)	**29 APRIL 2010 (29.04.2010)**
Name and mailing address of the ISA/KR Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2009/004424

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member	Publication date
JP 2007-289697 A	08.11.2007	EP 1820439 A1	22.08.2007
		EP 1847214 A2	24.10.2007
		JP 2007-222628 A	06.09.2007
		US 2007-0195539 A1	23.08.2007
JP 2006-296971 A	02.11.2006	NONE	
JP 2008-200188 A	04.09.2008	NONE	

국 제 조 사 보 고 서

국제출원번호
PCT/KR2009/004424

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC))

A61B 1/00(2006.01)i

B. 조사된 분야

조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재)
A61B 1/00

조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌
한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC
일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC

국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우))
eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: capsule, endoscope, ultra wide band

C. 관련 문헌

카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
X A	JP 2007-289697 A (BIRNKRANT DASHIELL) 2007.11.08 요약, 청구항 및 도면 1 참조	1,11,17 2-10,12-16,18-24
A	JP 2006-296971 A (KIMOTO SEIICHIRO) 2006.11.02 요약, 청구항 및 도면 1,2 참조	1-24
A	JP 2008-200188 A (IGARASHI SADAO) 2008.09.04 요약, 청구항 및 도면 1 참조	1-24

☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다.

☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.

* 인용된 문헌의 특별 카테고리:

"A" 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌

"E" 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌

"L" 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌

"O" 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌

"P" 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌

"T" 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌

"X" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다.

"Y" 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다.

"&" 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌

국제조사의 실제 완료일	국제조사보고서 발송일
2010년 04월 27일 (27.04.2010)	**2010년 04월 29일 (29.04.2010)**

ISA/KR의 명칭 및 우편주소
대한민국 특허청
(302-701) 대전광역시 서구 선사로 139,
정부대전청사
팩스 번호 82-42-472-7140

심사관
최차희
전화번호 82-42-481-5733

국 제 조 사 보 고 서
대응특허에 관한 정보

국제출원번호
PCT/KR2009/004424

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
JP 2007-289697 A	2007.11.08	EP 1820439 A1	2007.08.22
		EP 1847214 A2	2007.10.24
		JP 2007-222628 A	2007.09.06
		US 2007-0195539 A1	2007.08.23
JP 2006-296971 A	2006.11.02	없음	
JP 2008-200188 A	2008.09.04	없음	