(19)대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(51) 。Int. Cl.[7]
A61B 8/00

(45) 공고일자 2004년01월31일
(11) 등록번호 10-0416686
(24) 등록일자 2004년01월15일

(21) 출원번호 10-2000-0059925
(22) 출원일자 2000년10월12일

(65) 공개번호 10-2002-0029148
(43) 공개일자 2002년04월18일

(73) 특허권자 주식회사 메디슨
강원 홍천군 남면 양덕원리 114

(72) 발명자 전기
서울특별시용산구이태원동699번지

(74) 대리인 주성민
장수길

심사관 : 전범재

(54) 의료용 초음파 진단 시스템에 사용되는 집적된 고전압펄스 발생 회로

요약

의료용 초음파 진단 시스템에서 진단 이미지(diagnostic image)의 해상도를 높이기 위해 사용되는 코드화 여기 펄스(coded excitation pulse)를 발생할 수 있을 뿐만 아니라 통상적인 반도체 제조 공정을 사용하여 집적(integration)될 수 있는 펄스 발생 회로가 제공된다. 이 펄스 발생 회로는 업(up) 신호를 발생시키기 위한 업 신호 발생 회로와, 다운(down) 신호를 발생시키기 위한 다운 신호 발생 회로와, 업 신호 발생 회로로부터의 업 신호와 다운 신호 발생 회로로부터의 다운 신호에 응답하여 제 1 및 제 2 전압의 레벨(level)의 조합으로 이루어진 랜덤 코드(random code) 형태의 펄스 시컨스를 제공하기 위한 수단을 포함한다.

대표도

도 3a

색인어

초음파 진단, 진단 이미지, 해상도, 집적, 펄스 발생, 코드화 여기 펄스

명세서

도면의 간단한 설명

도 1은 통상적인 고전압 펄스 발생 및 초음파 수신부의 개략적인 블럭도.
도 2는 종래 기술에 따른 펄스발생기의 회로도.
도 3a는 본 발명에 따른 펄스발생기의 회로도.
도 3b 및 도 3c는 도 3a에 도시한 펄스발생기의 동작을 설명하기 위한 도면.
도 4는 본 발명에 따른 펄스발생기에 의해 발생된 단일(single) 펄스 파형을 나타내는 도면.

도 5a는 종래 기술에 따른 펄스발생기에 의해 발생된 펄스 파형과 본 발명에 따른 펄스발생기에 의해 발생된 펄스 파형을 비교 · 설명하기 위한 도면.
도 5b는 본 발명에 따른 펄스발생기에 의해 발생된 코드화 여기 펄스(coded excitation pulse)의 파형을 나타내는 도면.
도 6은 단일 펄스 및 버스트 펄스와 코드화 여기 펄스를 설명하기 위한 도면.

발명의 상세한 설명

발명의 목적

발명이 속하는 기술 및 그 분야의 종래기술

본 발명은 의료용 초음파 진단 시스템에 사용되는 고전압 펄스 발생 회로에 관한 것으로, 보다 상세하게는 의료용 초음파 진단 시스템에서 진단 이미지 (diagnostic image) 해상도를 높이기 위해 사용되는 코드화 여기 펄스(coded excitation pulse)를 발생할 수 있는 집적된 고전압 펄스 발생 회로에 관한 것이다.
의료용 초음파 진단 시스템은 인체의 해부학적 구조와 같은 객체(object) 내부 형상의 이미지를 나타내는 데 널리 사용되고 있다. 이러한 초음파 진단 시스템은 초음파 이미지 변환자(transducer) 혹은 초음파 변환자 어레이(array)를 전기적으로 여기(excitation)시켜 인체로 전해지는 초음파를 발생시킴으로써 인체 내부 조직의 진단 이미지를 형성한다. 이 초음파는 인체 조직에 의해 반사됨에 따라 전파하는 초음파에 대한 불연속성 혹은 임피던스(impedance) 변화를 나타내는 에코 (echo)를 발생한다. 이러한 에코는 이미지 변환자로 반사된 후 다시 전기 신호로 변환되고 증폭된 다음 디코딩(decoding)되어 인체 조직의 단면 이미지를 나타낸다. 통상적으로, 초음파를 발생시키기 위해 초음파 진단 시스템에서 사용하는 전압은 약 -80 V(volts) 내지 +80 V 또는 0 V 내지 200 V 정도이다. 환언하면, 의료용 초음파 진단 시스템에서 사용하는 전압은 약 200 V 이내의 범위에 있으며, 이러한 전압은 인체에 유해하지 않은 범위 내에서 적절히 조절될 수 있다.
도 1을 참조하면, 도 1에는 의료용 초음파 진단 시스템에서 사용되는 종래 기술에 따른 고전압 펄스 발생 및 초음파 수신부(100)의 개략적인 블럭도가 도시되 어 있다. 도 1에 도시한 바와 같이, 고전압 펄스 발생 및 초음파 수신부(100)는 변환자(110), 케이블(cable)(120), 펄스발생기(130), 리미터(limiter)(140), 전치증폭기(pre-amplifier)(150)를 포함하고 있다. 펄스발생기(130)는 입력 신호로서 업(up)/다운(down) 신호를 수신한다. 수신한 업/다운 신호에 응답하여, 펄스발생기 (130)가 고전압 펄스 신호를 발생한다. 발생된 고전압 펄스 신호는 펄스발생기 (130)의 P_{out} 단자(terminal)에서 출력되어 케이블(120)을 통해 변환자(110)로 입력된다. 변환자(110)는 펄스발생기(130)로부터 입력된 고전압 펄스 신호에 응답하여 사전설정된 공진 주파수를 갖는 초음파를 발생하여 이를 인체로 발사한다. 인체에서 반사된 초음파는 변환자(110)에 의해 수신된 다음 이에 대응하는 전기 신호로 변환된다. 이 전기 신호는 케이블(120) 및 리미터(140)를 거쳐 전치증폭기(150)로 입력된다. 전치증폭기(150)는 리미터(140)로부터 입력된 전기 신호를 사전설정된 신호 레벨(level)로 증폭하여 후속처리를 위한 신호 처리부(도시하지 않음)로 전송한다.
펄스발생기(130)의 출력단, 즉 P_{out} 단자에는 예를 들어, 변환자(110)의 부하 (load)를 합하여 약 400 pf(pico-Faraday)인 케이블(120)과 입력 임피던스가 약 100 Ω(ohm)인 리미터(140)가 전기적으로 접속되어 있기 때문에, 펄스발생기(130)는 고전압 펄스를 발생할 때 약 2 A(ampere) 정도의 전류를 공급할 수 있어야 한다. 또한, 초음파 진단 장치에서 요구되는 가장 짧은 펄스의 주파수가 12 MHz(즉, 주기가 80 ns(nanosecond))이기 때문에, 고전압 펄스 폭이 최소 40 ns 정도이어야 하므로, 펄스발생기(130)가 출력하는 고전압 펄스의 상승 및 하강 시간이 20 ns 정도 이내에 있어야 한다. 이와 같은 사양을 만족시키기 위한 펄스발생기는 통상적으로 트랜스포머(transformer)를 사용하여 구성되고 있다.
도 2를 참조하면, 도 2에는 도 1에 도시한 종래 기술에 따른 펄스발생기 (130)의 회로도가 도시되어 있다. 도 2에 도시한 바와 같이, 펄스발생기(130)는 고전압 펄스를 발생하기 위해 전술한 바와 같이 트랜스포머(132)를 사용하고 있다. 본 명세서에서는 설명의 편의를 위해, 트랜스포머(132)를 기준으로 하여 좌측을 신호 입력측으로, 우측을 고전압 펄스 출력측으로 지칭하기로 한다. 또한, 설명을 간단히 하기 위해 트랜스포머(132)의 동작 원리는 설명하지 않을 것이다. 펄스발생기(130)의 신호 입력측으로 업/다운 신호가 각기 상이한 입력 경로를 통해 입력되는데, 여기서 업/다운 신호는 0 V 내지 5 V의 전압값을 갖는 디지털 신호이다. 도 2에 도시한 바와 같이, 업 신호는 캐패시터(capacitor) c1을 거쳐 트랜지스터 (134)로 입력되는 반면에, 다운 신호는 캐패시터 c2를 거쳐 트랜지스터(136)로 입력된다. 이들 신호를 입력으로 하여, 트랜스포머(132)가 레벨시프터(level shifter) 역할을 하여 트랜지스터(138, 140)가 고전압 펄스를 출력단 P_{out} 을 통해 고전압 펄스를 출력하게 된다.
보다 상세하게, 도 2에 도시한 종래 기술에 따른 펄스발생기(130)는 관찰하고자 하는 인체 부위나 컬러 이미지에 따라 도 6에 도시한 바와 같은 단일(single) 펄스 또는 버스트(burst) 펄스를 발생한다. 이 펄스에서 하이 상태(high state)의 펄스 폭과 로우 상태(low state)의 펄스 폭의 길이는 최대 500 ns 내지 최소 30 ns 정도이다. 펄스발생기(130)에서 업 신호가 로우 상태에서 하이 상태로 천이 (transition)하면 P_{out} 의 전압은 일단 V_{pp} 까지 상승한다. 그러나, 업 신호가 하이 상태로 계속 유지되어도 P_{out} 의 전압은 V_{pp} 를 유지하지 못하고 0 V로 되돌아 간다. 이것은 전류의 변화에 의해서만 트랜스포머(132)의 기전력이 발생하기 때문이며, 업 신호의 천이시 저항 R4의 양단에 걸린 전압은 소정의 시간후에 다시 0 V로 환원된다. 다운 신호가 로우 상태에서 하이 상태로 천이할 때에도 전술한 바와 같은 현

상이 발생한다.
한편, 최근에 진단 이미지의 해상도를 높이기 위해 변환자의 조합, 반사된 초음파 펄스의 수신시 필터링(filtering) 방법 등에 관한 연구가 활발히 진행되어 오고 있으며, 이러한 초음파 진단 시스템의 구성요소 및 신호처리 방법에 관한 연구 뿐만 아니라 초음파를 발생시키기 위해 변환자에 인가되는 펄스 자체에 관한 연구도 진행되고 있다. 고해상도 진단 이미지를 제공하기 위한 한 가지 방안으로써, 이미지 신호 처리 분야, 특히 의료용 초음파 진단 시스템에서 무작위 코드 시컨스 (arbitrary code sequence)로 이루어진 코드화 여기 펄스가 매우 효과적인 것으로 당업자에게 널리 알려져 있다.
그러나, 종래 기술에 따른 펄스발생기(130)로부터 제공되는 출력 파형은 하이 상태 지속 시간이 저항 R4를 통한 방전 시간보다 길어지는 경우, 출력 펄스 전압이 V_{pp} 를 유지하지 못하고 0 V로 천이하여 도 5a에 도시한 파형 B와 같이 왜곡되 므로, 코드화 여기 펄스를 발생하기 위해서는 발생된 단일 펄스 또는 버스트 펄스를 조작하여 코드화 여기 펄스의 형태로 재구성해야 하는 문제점이 있었다. 따라서, 전술한 바와 같이 전압이 유지되지 않는다는 문제점을 해결하고, 이미지 해상도를 향상시킬 수 있는 코드화 여기 펄스를 발생하기 위한 개선된 펄스발생기의 개발에 대한 필요성이 있어왔다. 또한, 종래의 펄스발생기는 트랜스포머를 채용하기 때문에 가격 및 부피 측면에서 매우 불리한 것으로 알려져 있다.

발명이 이루고자 하는 기술적 과제

따라서, 본 발명은 전술한 문제점을 해결하기 위해 안출한 것으로서, 의료용 초음파 진단 시스템에서 진단 이미지 해상도를 높이기 위해 사용되는 코드화 여기 펄스를 발생할 수 있는 집적된 고전압 펄스 발생 회로를 제공하는 것을 목적으로 한다.
본 발명에 따르면, 초음파 진단 시스템에서의 변환자 구동용 펄스 시컨스(pulse sequence)를 발생시키기 위해, 업(up) 신호를 발생시키기 위한 업 신호 발생 회로와, 다운(down) 신호를 발생시키기 위한 다운 신호 발생 회로와, 업 신호 발생 회로로부터의 업 신호와 다운 신호 발생 회로로부터의 다운 신호에 응답하여 제 1 및 제 2 전압의 레벨(level) —제 1 및 제 2 전압의 레벨은 변환자를 구동시켜 초음파를 발생시키기 위한 고전압 범위 내에 있음 —의 조합으로 이루어진 랜덤 코드(random code) 형태의 펄스 시컨스를 제공하기 위한 수단을 포함하는 펄스 발생 회로가 제공된다.
또한 본 발명에 따르면, 초음파 진단 시스템에서 초음파를 발생하는 변환자를 구동시키기 위한 신호를 제공하기 위해, 제어 신호를 발생하는 2 개의 수단과, 2 개의 제어 신호 발생 수단과 전기적으로 접속되어 있으며 제어 신호에 응답하여 제 1 및 제 2 전압의 레벨을 갖는 상기 신호를 제공하는 수단을 포함하되, 제 1 및 제 2 전압이 서로 반대의 극성을 가지며, 신호 제공 수단으로부터 출력되는 신호는 제 1 및 제 2 전압의 레벨의 조합을 통해 랜덤 코드를 포함하는 신호 발생 회로가 제공된다.

발명의 구성 및 작용

도 3a를 참조하면, 도 3a에는 본 발명에 따른 펄스발생기(300)의 회로도가 도시되어 있다. 도 3a에 도시한 바와 같이, 업 신호는 NAND 게이트(gate)(304) 및 NOR 게이트(308)로 입력되며, 다운 신호는 인버터(inverter)(302)로 입력된다. 이 인버터(302)의 출력은 NAND 게이트(304) 및 NOR 게이트(308)의 입력에 전기적으로 접속되어 있다. 종래 기술에서와 같이, 업 신호는 0 V 내지 5 V 사이의 전압값을 갖는 디지털 신호이고 하이 상태가 되면 펄스발생기(300)의 출력 P_{out} 은 하이 상태가 되며, 다운 신호는 업 신호와 마찬가지로 0 V 내지 5 V 사이의 전압값을 갖는 디지털 신호이고 하이 상태가 되면 펄스발생기(300)의 출력 P_{out} 은 로우 상태가 된다.
NAND 게이트(304)의 출력은 인버터(306)를 통과하면서 풀업(pullup) 신호가 되며, NOR 게이트(308)의 출력은 인버터(310)를 통과하면서 풀다운(pulldown) 신호가 된다. 풀업 신호는 고전압 n형 CMOS 트랜지스터(예컨대, HVNMOS)(312)의 게이트에 입력되며, 풀다운 신호는 고전압 p형 CMOS 트랜지스터(예컨대, HVPMOS)(314)의 게이트에 입력된다. 여기서, 풀업/풀다운 신호는 업/다운 신호로부터 만들어지는 0 V 내지 5 V 사이의 전압값을 갖는 신호이며, 각각의 CMOS 트랜지스터(312, 314)를 구동시키기 위해 사용되는 신호이다. 이것은 당업자라면 충분히 이해할 수 있을 것이다.
CMOS 트랜지스터(312)의 소스(source)는 그라운드(ground)에 전기적으로 접속되어 있으며, 드레인(drain)은 저항값이, 예를들면 60 Ω인 저항 R1의 한쪽 단자와 다이오드(322)의 음극 단자에 전기적으로 접속되어 있다. 저항 R1의 다른쪽 단자는 V_{pp} 에 전기적으로 접속되어 있으며, 다이오드(322)의 양극 단자는 제너(Zener) 다이오드(320)의 양극 단자에 전기적으로 접속되어 있다. 제너 다이오드(320)의 음극 단자는 V_{pp} 에 전기적으로 접속되어 있는데, V_{pp} 는 약 +80 V인 포지티브 (positive) 고전압이다. 본 명세서에서, "고전압"이라는 용어는 업/다운 신호의 전압, 즉 0 V 내지 5 V 범위의 값을 갖는 전압보다 상대적으로 높은 +80 V 내지 -80 V 또는 0 V 내지 200 V 범위의 값을 갖는 전압을 지칭하는 것으로 이해되고 해석되어야 하지만, 이에 한정되지는 않는다.
CMOS 트랜지스터(314)의 소스는 V_{dd} (약 +5 V)에 전기적으로 접속되어 있으며, 드레인은 저항값이, 예를들면 120 Ω인 저항 R2의 한쪽 단자와 다이오드(326)의 양극 단자에 전기적으로 접속되어 있다. 다이오드(326)의 음극 단자는 제너 다이오드(324)의 음극 단자에 전기적으로 접속되어 있으며, 제너 다이오드(324)의 양극 단자 및 저항 R2의 다른쪽 단자는 V_{nn} 에 전기적으로 접속되어 있는데, 여기서 V_{nn} 은 약 -80 V인 네가티브(negative) 고전압이다.
이제, 본 발명에 따른 펄스발생기(300)의 동작을 도 3b 내지 도 6을 참조하 여 설명하기로 한다.
먼저 도 3b를 참조하면, 입력되는 다운 신호가 로우 상태이고 업 신호가 하이 상태이면, 풀다운 신호 및 풀업 신호가 하이 상태로 되므로, CMOS 트랜지스터 (312)가 턴-온(turn-on)되어 저항 R1에는 전류 I_{R1} 이 흐르고 제너 다이오

드(320) 및 다이오드(322)에는 전류 I_{D3} 이 흘러 V_{pp} 와 노드(node) U_g 사이에는 대략 8 V(제너 다이오드의 절연 파괴 전압(5 V)+다이오드 턴-온 전압(2*1.5 V))의 전압이 인가된다. 인가된 전압은 CMOS 트랜지스터(316)의 드레인과 소스 사이를 도전(conducting) 상태로 만들 수 있는 충분한 전압이므로 CMOS 트랜지스터(316)가 턴-온된다. 반면에, 풀다운 신호가 하이 상태이므로 CMOS 트랜지스터(314)가 턴-오프(turn-off)되어 노드 D_g 상의 기생 캐패시터 C_d 의 전하가 저항 R2를 통해 V_{nn} 으로 방전된다(전류 I_{OD}). 따라서, 노드 D_g 상의 전압은 V_{nn} 이 된다. 그러므로, CMOS 트랜지스터(318)의 게이트와 소스 사이를 도전 상태로 만들 수 있는 충분한 전압이 없으므로 CMOS 트랜지스터(318)가 턴-오프된다. 따라서, 도 4 및 도 5a의 파형 A에 도시한 바와 같이 CMOS 트랜지스터(316)를 통해 V_{pp} 로부터 약 400 pf인 부하(load) 캐패시터(330)로 전류 I_{M3} 이 흐르게 되어 전하를 충전하므로 P_{out} 의 출력 전압이 V_{pp} (즉, +80 V)까지 상승하게 된다. 여기서, 제너 다이오드(320)와 다이오드(322)가 회로에 포함되어 있는 이유는 CMOS 트랜지스터(316)의 게이트에 고전압이 인가되어 파괴되는 것을 방지하기 위함이다.

한편, 업 신호가 로우 상태이고 다운 신호가 하이 상태인 경우, 도 3c에 도시한 바와 같이 풀업 신호 및 풀다운 신호가 로우 상태로 되므로, CMOS 트랜지스터 (312)가 턴-오프되고 CMOS 트랜지스터(314)가 턴-온되어 전류 I_{M4} 가 CMOS 트랜지스터(314)의 소스에서 드레인측으로 흐르게 된다. 따라서, 저항 R2에는 전류 I_{R2} 가 흐르며, 다이오드(326) 및 제너 다이오드(324)에는 전류 I_{D4} 가 흘러 노드 D_g 의 전압이 V_{nn} 으로부터 약 6.5 V 상승하게 된다. 이로 인해, CMOS 트랜지스터(318)의 게이트와 소스 사이를 도전 상태로 만들 수 있는 충분한 전압이 인가되어 CMOS 트랜지스터(318)가 턴-온된다. 반면에, 전술한 바와 같이 CMOS 트랜지스터(312)가 턴-오프되어 있으므로 노드 U_g 상의 기생 캐패시터 C_u 에 전하가 저항 R1을 통해 충전(전류 I_{OU})되어 노드 U_g 의 전압이 V_{pp} 가 된다. 이로 인해, CMOS 트랜지스터(316)의 게이트와 소스 사이를 도전 상태로 만들 수 있는 충분한 전압이 존재하지 않으므로, 도 4 및 도 5a의 파형 A로 도시한 바와 같이 CMOS 트랜지스터(316)가 턴-오프되고 부하 캐패시터(330)에 충전된 전하가 방전되어 전류 I_{M2} 가 CMOS 트랜지스터(318)를 통해 V_{nn} 측으로 흐르게 됨으로써 P_{out} 의 출력 전압이 V_{nn} (즉, -80 V)으로 된다. 여기서, 다이오드(326) 및 제너 다이오드(324)는 CMOS 트랜지스터(318)의 게이트에 과전압이 인가되는 것을 방지하기 위해 마련된 것이다. 본 발명에서, CMOS 트랜지스터(316)를 구동시키기 위해 CMOS 트랜지스터(318)에서와는 달리 다이오드를 하나 더 사용한 것은 고전압 p형 CMOS 트랜지스터(316)의 전류 구동 능력이 고전압 n형 CMOS 트랜지스터(318)에 비해 현저히 떨어지므로 이들 사이의 구동 능력을 동일하게 해주기 위한 것이다.

또한, 도 5a에 도시한 바와 같이 펄스발생기(300)에 입력되는 업/다운 신호가 모두 로우 상태이면 풀업 신호는 로우 상태로 되고 풀다운 신호는 하이 상태로 된다. 따라서, 노드 U_g 의 전압은 V_{pp} 가 되고 노드 D_g 의 전압은 V_{nn} 이 된다. 이때, 각각의 CMOS 트랜지스터(316, 318)가 턴-오프 되어 P_{out} 의 출력 전압은 도 5a의 파형 A로 도시한 바와 같이 저항(328)에 의해 +80 V 또는 -80 V에서 직접 그라운드 전압(즉, 0 V)으로 된다. 한편, 도 5b의 파형 C로 도시한 바와 같이 풀업/풀다운 신호가 소정 시간 동안 일정한 상태(즉, 하이 또는 로우 상태)에 있어도 P_{out} 의 출력 전압은 풀업/풀다운 신호가 다른 상태로 천이할 때까지 일정하게 유지된다. 따라서, 본 발명에 따른 펄스발생기는 도 6에 도시한 바와 같이 초음파 진단 시스템에서 진단 이미지 해상도를 높이기 위해 사용되는 코드화 여기 펄스를 발생할 수 있다. 발생된 코드화 여기 펄스는 종래 기술에서와 같이 변환자(도시하지 않음)에 인가되어 초음파를 발생하는데 사용된다.

본 발명이 바람직한 실시예를 통해 설명되고 예시되었으나, 당업자라면 첨부한 청구 범위의 사상 및 범주를 벗어나지 않고 여러 가지 변형 및 변경이 이루어질 수 있음을 알 수 있을 것이다.

발명의 효과

전술한 바와 같이, 본 발명에 따른 펄스발생기는 부가적인 펄스 변환 기법 등을 사용하지 않고, 풀업/풀다운 신호의 상태에 따라 진단 이미지의 해상도를 높이기 위해 의료용 초음파 진단 시스템에서 사용되며 무작위 코드를 포함하는 코드화 여기 펄스를 생성할 수 있을 뿐만 아니라, 고전압 펄스를 발생하기 위해 트랜스포머와 같은 디바이스를 사용하지 않고 200 V급 고전압 반도체 공정에서 마련될 수 있는 CMOS 트랜지스터, 다이오드, 저항 등의 디바이스로 설계되어 있기 때문에 통상적인 반도체 제조 공정을 사용하여 반도체 기판 상에 집적될 수 있어, 의료용 초음파 진단 시스템의 소형화 및 고성능화를 도모할 수 있는 효과가 있다.

(57) 청구의 범위

청구항 1.

초음파 진단 시스템에서 트랜스듀서 어레이(transducer array)를 구동시켜 초음파를 발생시키는 데 사용되는 랜덤 펄스 시컨스(random pulse sequence)를 발생시키기 위한 펄스 발생 회로로서,

업(up) 신호를 발생시키기 위한 업 신호 발생 회로와,

다운(down) 신호를 발생시키기 위한 다운 신호 발생 회로와,

상기 업 신호 발생 회로로부터의 업 신호와 상기 다운 신호 발생 회로로부터의 다운 신호에 응답하여, 제 1 및 제 2 전압 레벨(level) —상기 제 1 및 제 2 전압레벨은 상기 트랜스듀서 어레이를 구동시켜 초음파를 발생시키기 위한 고전압 범위 내에 있음 —의 조합으로 이루어진 상기 랜덤 펄스 시컨스를 제공하기 위한 수단

을 포함하되,

상기 고전압 범위는 +80V(volt) -80V 및 0V +200V 범위 중 어느 하나인 펄스 발생 회로.

청구항 2.
삭제
청구항 3.
제 1 항에 있어서,
상기 업 신호 및 상기 다운 신호는 논리적 하이(logic high) 및 로우(low) 상태로 이루어지는 펄스 발생 회로.
청구항 4.
제 1 항에 있어서,
상기 업 신호 발생 회로, 상기 다운 신호 발생 회로, 상기 펄스 시컨스 제공 수단이 반도체 기판 상에 집적되는 펄스 발생 회로.
청구항 5.
제 1 항에 있어서,
상기 제 1 전압과 상기 제 2 전압의 극성이 서로 반대인 펄스 발생 회로.
청구항 6.
제 4 항에 있어서,
상기 펄스 시컨스 제공 수단이 상기 업 신호 및 상기 다운 신호에 응답하여 동작하는 적어도 2 개의 스위칭(switching) 수단을 포함하는 펄스 발생 회로.
청구항 7.
제 1 항에 있어서,
상기 업 신호 발생 회로와 상기 다운 신호 발생 회로 각각은 적어도 하나의 논리 소자와 상기 적어도 하나의 논리 소자에 각각 결합된 다수의 인버터(inverter)를 포함하는 펄스 발생 회로.
청구항 8.
제 7 항에 있어서,
상기 논리 소자가 NAND 게이트(gate) 소자인 펄스 발생 회로.
청구항 9.
제 7 항에 있어서,
상기 논리 소자가 NOR 게이트 소자인 펄스 발생 회로.
청구항 10.
제 6 항에 있어서,
상기 스위칭 수단이 트랜지스터인 펄스 발생 회로.
청구항 11.
제 6 항에 있어서,
상기 펄스 시컨스 제공 수단이 적어도 하나의 제너(Zener) 다이오드 및 적어도 하나의 다이오드를 더 포함하는 펄스 발생 회로.
청구항 12.
초음파 진단 시스템에서 트랜스듀서 어래이를 구동시켜 초음파를 발생시키는 데 사용되는 여기(excitation) 신호를 제공하는 신호 발생 회로로서,
제어신호를 발생하기 위한 2 개의 제어신호 발생 수단과,
상기 2 개의 제어신호 발생 수단 각각으로부터의 제어신호에 응답하여, 상기 여기신호를 발생하기 위한 여기신호 발생 수단
을 포함하되,
상기 여기신호는 제 1 및 제 2 전압레벨의 조합으로 나타내어지는 랜덤 코드(random code)를 포함하며, 상기 제 1 및 제 2 전압레벨은 +80V -80V 및 0V +200V 전압레벨 범위 중 어느 하나의 범위 내에 있는 신호 발생 회로.
청구항 13.
제 12 항에 있어서,
상기 제어신호는 업 신호 및 다운 신호를 포함하는 신호 발생 회로.
청구항 14.
제 12 항에 있어서,
상기 제 1 및 제 2 전압레벨의 조합은 상기 제어신호의 논리 상태(logic state)에 근거하여 이루어지는 신호 발생 회로.
청구항 15.
제 12 항에 있어서,
상기 여기신호는 펄스 시컨스의 형태를 갖는 신호 발생 회로.
청구항 16.
제 12 항에 있어서,
상기 2 개의 제어신호 발생 수단과 상기 여기신호 발생 수단이 반도체 제조 공정을 통해 하나의 반도체 기판 상에 집적되는 신호 발생 회로.
청구항 17.

제 14 항에 있어서,
상기 논리 상태는 상기 업 신호 및 상기 다운 신호 각각의 논리 하이 및 논리 로우 상태를 포함하는 신호 발생 회로.

청구항 18.
제 12 항에 있어서,
상기 여기신호 발생 수단이 상기 제어신호에 응답하여 동작하는 적어도 2 개 이상의 스위칭 수단을 포함하는 신호 발생 회로.

청구항 19.
제 12 항에 있어서,
상기 2 개의 제어신호 발생 수단 각각이 적어도 하나 이상의 논리 소자와 상기 적어도 하나 이상의 논리 소자와 직렬로 연결된 다수의 인버터를 포함하는 신호 발생 회로.

청구항 20.
제 19 항에 있어서,
상기 적어도 하나 이상의 논리 소자가 NAND 게이트인 신호 발생 회로.

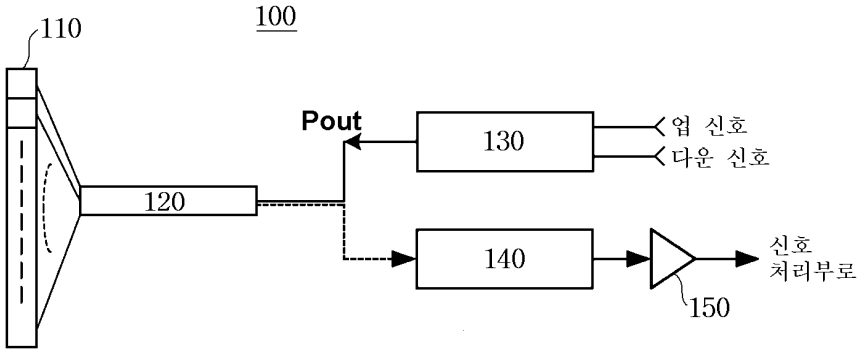
청구항 21.
제 19 항에 있어서,
상기 적어도 하나 이상의 논리 소자가 NOR 게이트인 신호 발생 회로.

청구항 22.
제 18 항에 있어서,
상기 스위칭 수단이 트랜지스터인 신호 발생 회로.

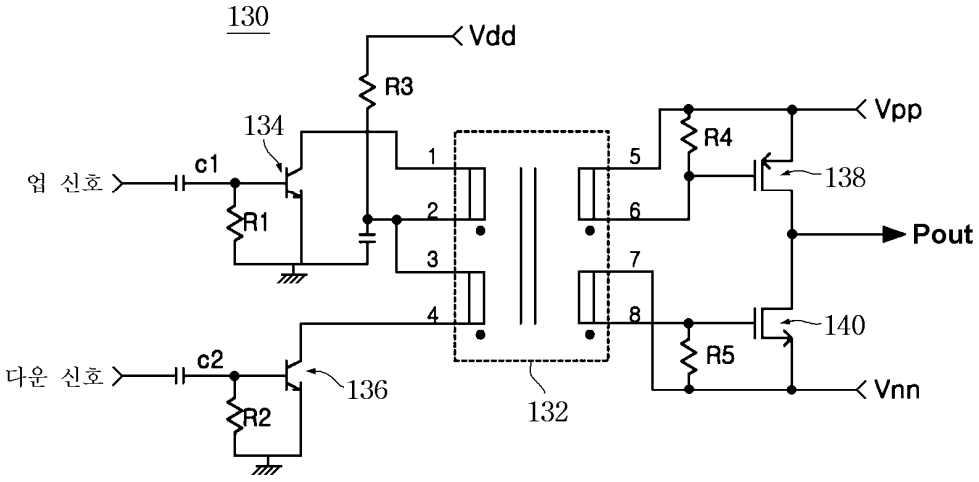
청구항 23.
제 18 항에 있어서,
상기 여기신호 발생 수단이 직렬 연결된 하나 이상의 제너 다이오드 및 하나 이상의 다이오드를 더 포함하는 신호 발생 회로.

도면

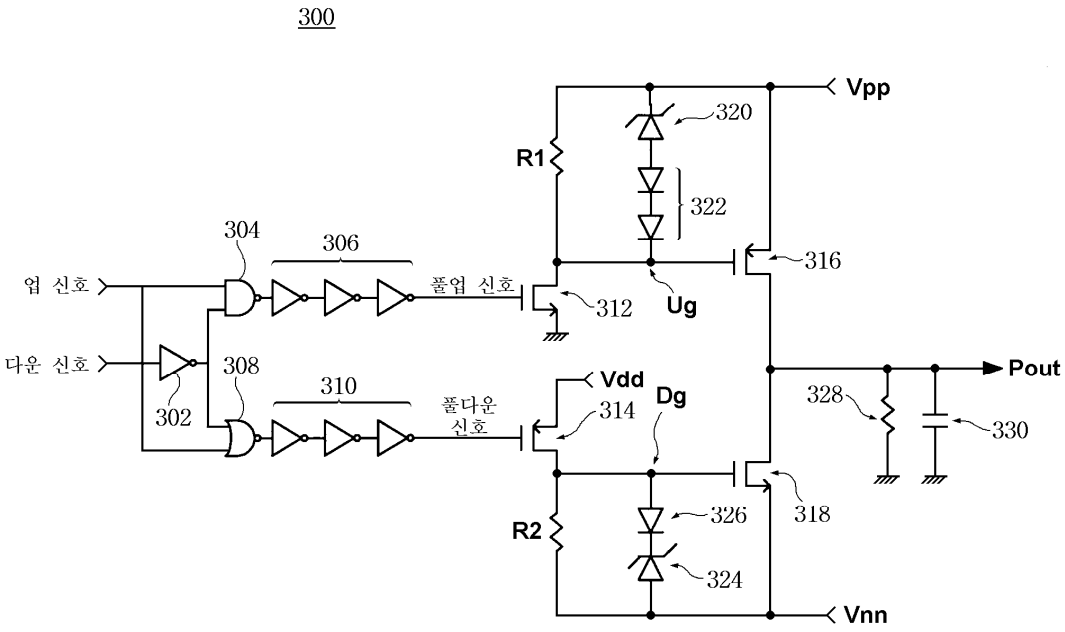
도면1



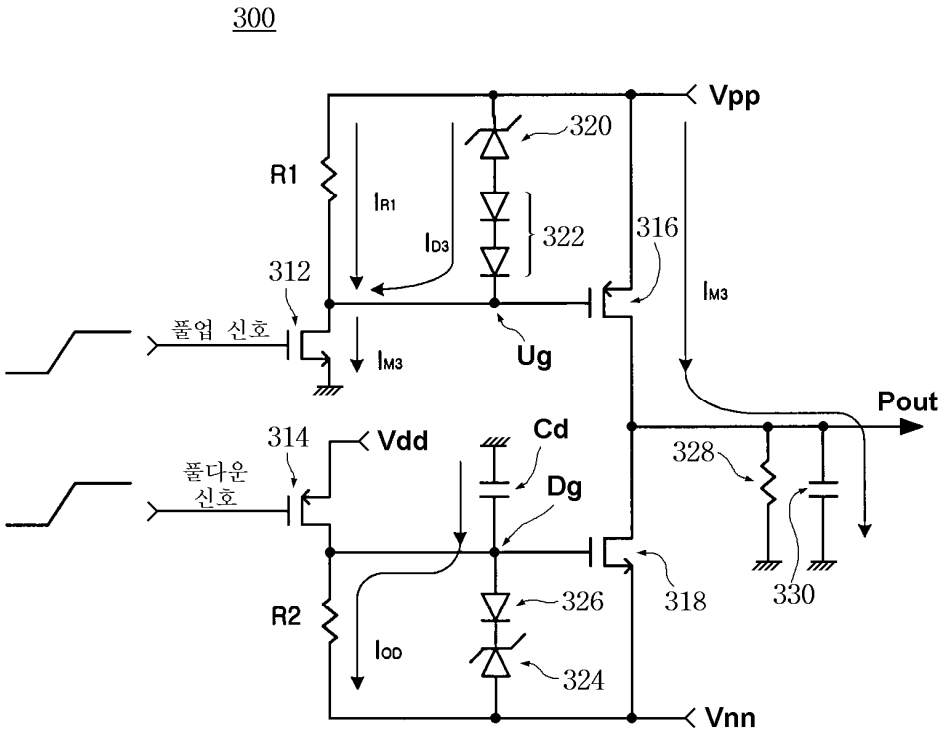
도면2



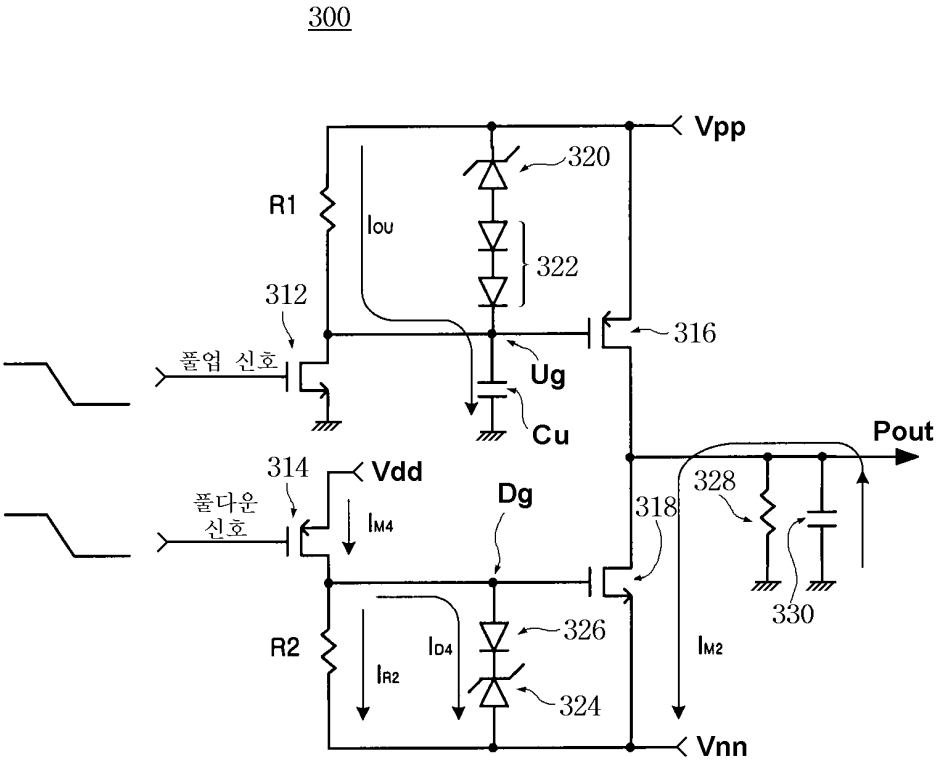
도면3a


300
Vpp
320
R1
322
304
306
316
업 신호
풀업 신호
312
Ug
다운 신호
308
310
Vdd
Dg
Pout
328
302
풀다운
신호
314
330
326
318
R2
324
Vnn

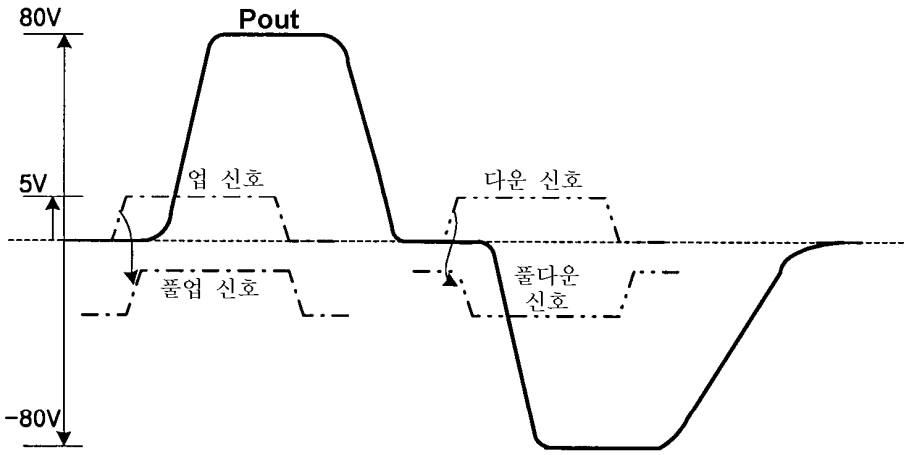
도면3b


300
Vpp
320
R1
IR1
ID3
322
316
312
IM3
풀업 신호
Ug
IM3
Pout
314
Vdd
Cd
328
풀다운
신호
Dg
326
318
330
R2
IOD
324
Vnn

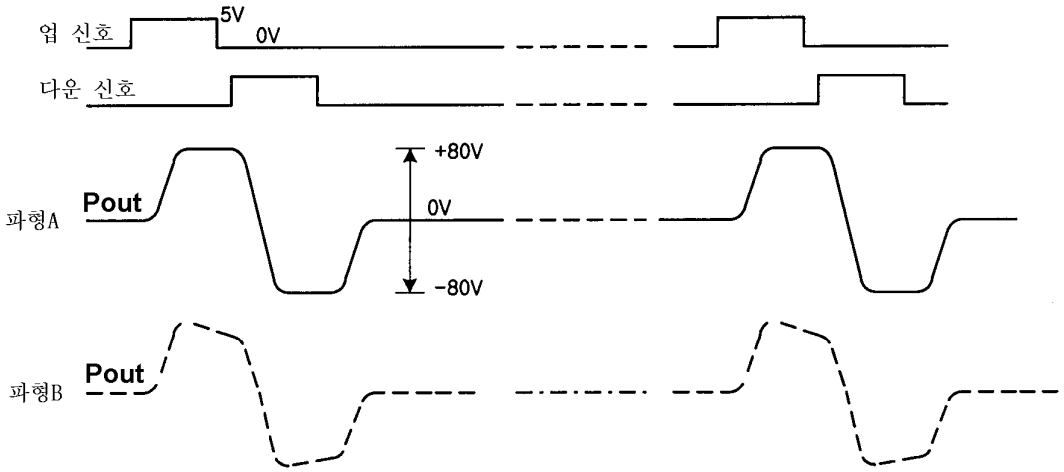
도면3c



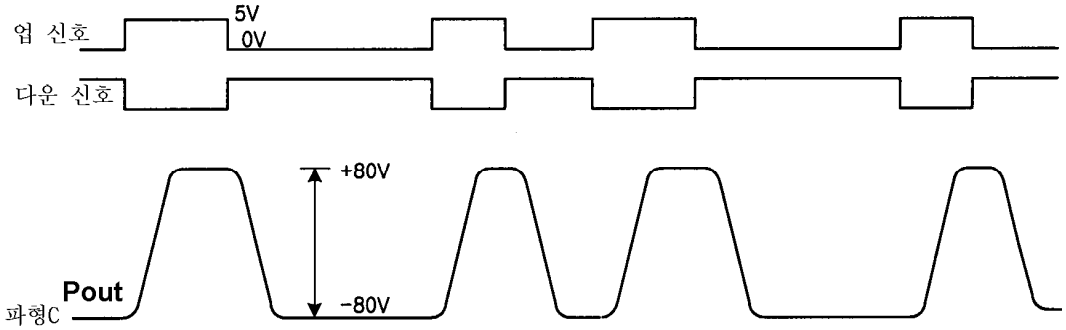
도면4



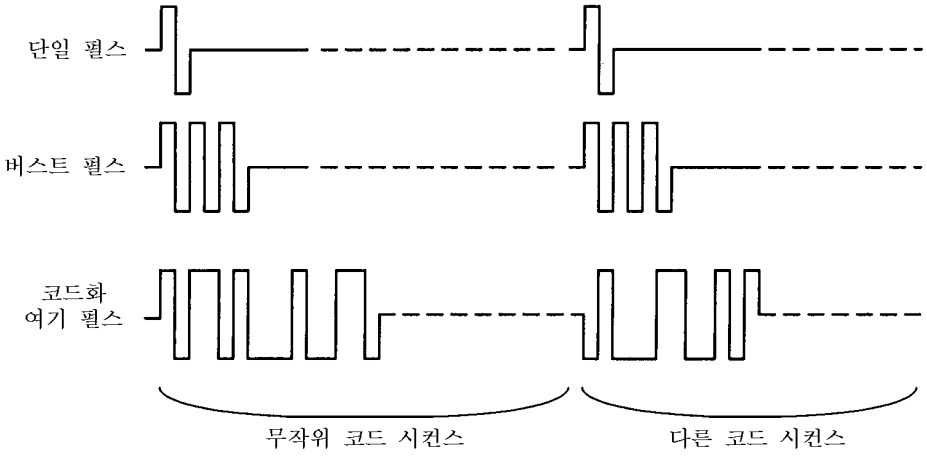
도면5a



도면5b


업 신호
5V
0V
다운 신호
+80V
Pout
파형C
-80V

도면6


단일 펄스
버스트 펄스
코드화
여기 펄스
무작위 코드 시컨스
다른 코드 시컨스

专利名称(译)	一种用于医疗超声诊断系统的集成高压脉冲发生器电路		
公开(公告)号	KR100416686B1	公开(公告)日	2004-01-31
申请号	KR1020000059925	申请日	2000-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	三星麦迪森株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	三星麦迪逊有限公司		
[标]发明人	JEON KI		
发明人	JEON,KI		
IPC分类号	B06B1/02 A61B8/00		
CPC分类号	B06B2201/76 B06B1/0215		
代理人(译)	CHANG, SOO KIL CHU，晟敏		
其他公开文献	KR1020020029148A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

集成电路产生高压编码激励脉冲，用于在超声诊断系统中产生清晰定义的诊断图像。该集成电路包括至少两个用于产生驱动信号的信号发生器和响应于驱动信号的脉冲发生器，用于产生由第一和第二电压电平的组合构成的脉冲序列，其中脉冲序列由随机码序列。