(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년03월25일
(11) 등록번호 10-2093188
(24) 등록일자 2020년03월19일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
G01R 29/24 (2006.01) *A61N 1/05* (2006.01)
A61N 1/36 (2006.01) *G01R 19/10* (2006.01)
G01R 19/257 (2006.01)
(52) CPC특허분류
G01R 29/24 (2013.01)
A61N 1/0534 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2018-0168363
(22) 출원일자 2018년12월24일
심사청구일자 2018년12월24일
(56) 선행기술조사문헌
JP2012100708 A*
JP2016512707 A*
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자
인하대학교 산학협력단
인천광역시 미추홀구 인하로 100(용현동, 인하대학교)
(72) 발명자
강진구
서울특별시 서초구 양재대로2길 109, 101동 1104호(우면동, 서초참누리에코리치)
박장우
경기도 부천시 중동로71번길 61, C동 111호(송내동, 옥일아파트)
(74) 대리인
양성보

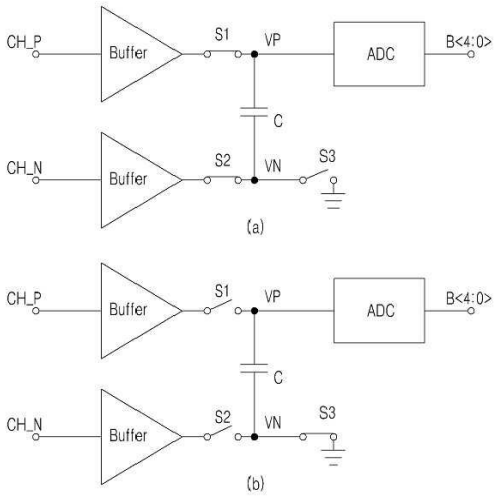
전체 청구항 수 : 총 4 항 심사관 : 정종한

(54) 발명의 명칭 **생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로**

(57) 요 약

생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로가 제시된다. 본 발명에서 제안하는 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로는 제1 입력을 입력으로 받고, 제1 스위치에 출력단이 연결되는 제1 버퍼, 제2 입력을 입력으로 받고, 제2 스위치에 출력단이 연결되는 제2 버퍼 및 제1 스위치와 ADC에 일단이 연결되고, 제2 스위치와 접지에 연결된 제3 스위치에 다른 단이 연결되는 캐패시터를 포함하고, 전하탐지 동작 시에는 제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되고, 출력 동작 시에는 제3 스위치가 온 된다.

대 표 도 - 도5



(52) CPC특허분류
A61N 1/36125 (2013.01)
A61N 1/36142 (2013.01)
G01R 19/10 (2013.01)
G01R 19/257 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업
과제고유번호 1345278163(세부과제번호: 2010-0020163)
부처명 교육부
연구관리전문기관 한국연구재단
연구사업명 이공학학술연구기반구축(R&D)
연구과제명 [Ezbaro] (정부 및 산업체)그린 생체모방형 임플란터블 전자칩 및 U-생체정보처리 플랫폼 융합기술개발(정보전자공동연구소)
기 여 율 1/1
주관기관 인하대학교
연구기간 2018.03.01 ~ 2019.02.28

명 세 서

청구범위

청구항 1

제1 입력을 입력으로 받고, 제1 스위치에 출력단이 연결되는 제1 버퍼;

제2 입력을 입력으로 받고, 제2 스위치에 출력단이 연결되는 제2 버퍼; 및

제1 스위치와 ADC에 일단이 연결되고, 제2 스위치와 접지에 연결된 제3 스위치에 다른 단이 연결되는 캐패시터

를 포함하고,

전하탐지 동작 시에는 제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되고, 출력 동작 시에는 제3 스위치가 온 되고,

전하균형 동작 시, 캐패시터에 남아 있는 전하량에 따라 가변적인 자극 길이를 만들고, 채널 양단의 전압 차를 탐지하여 디지털 신호로 변환하고,

채널 양단의 전압 차가 안전 범위를 벗어난 경우, 벗어난 정도를 판단하여 채널 양단의 전압이 안전 전압 미만으로 떨어지도록 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만들고,

채널에 영향을 주지 않으면서 양단의 전압을 측정하기 위해 채널의 양단을 제1 버퍼 및 제2 버퍼를 통해 입력으로 받아 전하 측정 동작을 채널과 분리시키고, 캐패시터 하나와 ADC하나로 양단의 전위차를 온도계코드로 변환하며,

대기상태(Wait)로 있다가 데이터를 받게 되면 음자극(Anode Stimulation)을 진행하고 음자극이 끝나면 휴지기간(Delay)을 갖고 전극 양단의 전하량을 확인하여 전압레벨에 따라 전하균형을 맞추기 위한 전류의 펄스 길이를 가변하여 양자극(Cathode Stimulation)을 인가하는 멀티 비트 전하량 탐지 회로.

청구항 2

제1항에 있어서,

전하탐지 동작 시, 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차가 캐패시터 양단의 전압 차가 되는

멀티 비트 전하량 탐지 회로.

청구항 3

제1항에 있어서,

출력 동작 시, 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력되는

멀티 비트 전하량 탐지 회로.

청구항 4

삭제

청구항 5

삭제

청구항 6

제1 입력을 통해 양자극을 입력 받고, 제2 입력을 통해 음자극을 입력 받는 단계;

제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되어 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차를 탐지하는 전하탐지 동작 단계; 및

제3 스위치가 온 되어 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력되는 출력 동작 단계

를 포함하고,

전하균형 동작 시, 캐패시터에 남아 있는 전하량에 따라 가변적인 자극 길이를 만들고, 채널 양단의 전압 차를 탐지하여 디지털 신호로 변환하고,

채널 양단의 전압 차가 안전 범위를 벗어난 경우, 벗어난 정도를 판단하여 채널 양단의 전압이 안전 전압 미만으로 떨어지도록 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만들고,

채널에 영향을 주지 않으면서 양단의 전압을 측정하기 위해 채널의 양단을 제1 버퍼 및 제2 버퍼를 통해 입력으로 받아 전하 측정 동작을 채널과 분리시키고, 캐패시터 하나와 ADC하나로 양단의 전위차를 온도계코드로 변환하며,

대기상태(Wait)로 있다가 데이터를 받게 되면 음자극(Anode Stimulation)을 진행하고 음자극이 끝나면 휴지기간(Delay)을 갖고 전극 양단의 전하량을 확인하여 전압레벨에 따라 전하균형을 맞추기 위한 전류의 펄스 길이를 가변하여 양자극(Cathode Stimulation)을 인가하는

멀티 비트 전하량 탐지 방법.

청구항 7

삭제

청구항 8

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 뇌심부 자극기의 전하균형 동작에 사용되는 전하량 탐지 회로에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0002] 생체 자극기는 생체 신경을 전류 또는 전압을 이용한 자극을 통하여 생체 자극기의 목적에 따라 시각정보를 시신경에 전달을 하거나 파킨슨병 환자를 위한 뇌자극으로 수전증 및 운동신경을 안정화 시키는 역할을 한다. 종래기술들을 살펴보면 무선으로 전력을 전송하고 자극에 필요한 데이터를 무선으로 전송하여 생체 내에서 반영구적인 사용을 목적으로 연구되고 있다. 생체 자극기는 보다 안전한 전류 자극기를 이용하여 설계하는 것이 바람직하다. 생체 내에 삽입되어 동작하기 때문에 부피가 작아야 하고 또 가장 중요한 것은 생체 내에 자극으로 인해 전하가 세포에 쌓여 손상을 주지 않도록 설계 되어야 한다.

[0003] 종래 기술에 따른 일반적인 전류 자극기는 컨트롤러의 신호에 따라 스위치가 온/오프 됨으로써 전류의 방향을 제어하고 DAC에 입력에 따라 전류의 크기를 제어한다.

[0004] 종래기술들을 살펴보면 대부분 자극기의 제어를 MCU(Micro Controller Unit)를 이용하기 때문에 복잡한고 다양한 기능을 이용하고 설계 할 수 있지만 MCU가 많은 부피를 차지 한다는 단점이 있다. 기존에 제안된 자극 과정은 캐소딕(cathodic) 파형의 크기와 시간을 입력하고 MCU를 통해 애노딕(anodic) 파형의 크기와 시간을 계산하는 방법과 캐소딕(cathodic) 파형의 크기, 시간, 애노딕(anodic) 파형의 크기, 시간을 모두 입력하여 자극기를 제어하는 방법을 사용한다. 그리고, 한 번의 자극과 방출이 끝나면 전하 균형을 통해 쌓인 전하가 없도록 한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0005] 본 발명이 이루고자 하는 기술적 과제는 제안된 전하탐지회로가 포함된 전류 자극기를 통해 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만들어 빠르게 채널 양단의 전압을 안전 전압 미만으로 떨어뜨릴 수 있는 회로를 제공하는데 있다. 또한, 매 자극이 끝날 때 마다 항상 안전 전압 미만이 됨을 보장하고, 높은 사양의 ADC 없이 양단의 전압 차를 정확히 디지털 신호로 만들어 내어 뒷 단의 계산량을 줄이고자 한다.

과제의 해결 수단

[0006] 일 측면에 있어서, 본 발명에서 제안하는 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로는 제1 입력을 입력으로 받고, 제1 스위치에 출력단이 연결되는 제1 버퍼, 제2 입력을 입력으로 받고, 제2 스위치에 출력단이 연결되는 제2 버퍼 및 제1 스위치와 ADC에 일단이 연결되고, 제2 스위치와 접지에 연결된 제3 스위치에 다른 단이 연결되는 캐패시터를 포함하고, 전하탐지 동작 시에는 제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되고, 출력 동작 시에는 제3 스위치가 온 된다.

[0007] 전하탐지 동작 시, 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차가 캐패시터 양단의 전압 차가 된다.

[0008] 출력 동작 시, 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력된다.

[0009] 전하균형 동작 시, 캐패시터에 남아 있는 전하량에 따라 가변적인 자극 길이를 만들고, 채널 양단의 전압 차를 탐지하여 디지털 신호로 변환한다.

[0010] 채널 양단의 전압 차가 안전 범위를 벗어난 경우, 채널 양단의 전압이 안전 전압 미만으로 떨어지도록 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만든다.

[0011] 또 다른 일 측면에 있어서, 본 발명에서 제안하는 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로의 동작 방법은 제1 입력을 통해 양자극을 입력 받고, 제2 입력을 통해 음자극을 입력 받는 단계, 제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되어 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차를 탐지하는 전하탐지 동작 단계 및 제3 스위치가 온 되어 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력되는 출력 동작 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0012] 본 발명의 실시예들에 따르면 제안된 전하탐지회로가 포함된 전류 자극기는 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만들어내므로 빠르게 채널 양단의 전압을 안전 전압 미만으로 떨어뜨릴 수 있으며, 매 자극이 끝날 때 마다 항상 안전 전압 미만이 됨을 보장할 수 있다. 또한 높은 사양의 ADC 없이 양단의 전압 차를 정확히 디지털 신호로 만들어 내어 뒷 단의 계산량을 줄일 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0013] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 세포와 전극 모델을 나타내는 도면이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전류 자극기를 나타내는 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 전하균형 알고리즘을 나타내는 도면이다.

도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 전류자극 파형을 나타내는 도면이다.

도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 샘플링 동작과 출력 동작 시 전하량 탐지기를 나타내는 도면이다.

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로의 동작을 설명하기 위한 흐름도이다.

도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 시뮬레이션 결과 파형을 나타내는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0014] 이하, 본 발명의 실시 예를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다.

[0016] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 세포와 전극 모델을 나타내는 도면이다.

[0017] 전하균형 동작이 필요한 이유는 전극의 등가모델로부터 설명할 수 있다. 도 1은 세포와 전극의 전기적 특성을 모사한 등가모델로 도 2의 CH_N과 CH_P에 연결된다.

[0018] 생체 조직의 등가 저항은 자극을 위해 생체 조직에 직접 닿는 프로브의 위치 및 자극 부위에 따라 달라지지만 일반적으로 100KΩ정도로 볼 수 있고 이 저항이 도 1에서 Rs이다. 이 생체 조직에 자극을 주기 위해 자극기의 프로브를 직접 대게 되면 프로브에 의해서 캐패시턴스가 생성되고 이는 평균적으로 100nF정도이다. 이 캐패시터

의 병렬기생저항인 Re는 10MΩ정도인데 이는 만약 자극동작을 통해 캐패시터가 충전된 경우 짧은 시간 안에 스스로 방전 될 수 없음을 나타낸다.

[0019] 전류 자극을 위해 CH_P에서 CH_N방향으로 전류가 흐를 때 Re가 Ce보다 훨씬 큰 임피던스를 가지므로 전류는 Ce로 대부분 흐르게 되고 이 전류가 캐패시터 양단에 전압이 형성된다. 자극이 끝나고 난 뒤 이 캐패시터에 의해 채널 사이에 전압이 생성되게 되는데 이 전압이 50mV를 넘어가게 되면 물의 전기분해 현상 및 PH 농도 변화 등 생체 조직에 손상을 야기할 수 있는 문제가 발생할 수 있다. 따라서 자극 후 전하균형을 맞춰 50mV 미만으로 유지하는 것이 중요하다.

[0021] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 전류 자극기를 나타내는 도면이다.

[0022] 본 발명의 일 실시예에 따른 전하균형 알고리즘으로 전류자극을 수행하기 위해서는 이중위상으로 전류자극이 가능해야 하며 전류의 크기를 조절할 수 있는 자극기가 필요하다. 해당 전류자극기는 M1이 전류원으로써 DAC 출력을 게이트 전압으로 받아 자극 전류의 세기를 결정하고 M2 ~ M5가 스위치로 동작하여 전류의 방향을 결정한다.

[0023] 도 2(a)는 스위치 S5, S3가 닫혀 음자극 전류(Anode stimulation current)가 CH_N에서 CH_P로, 다시 말해 세포로 흐르는 상태를 나타내며 도 2(b)는 S4, S2가 닫혀 양자극 전류(Cathode stimulation current)가 CH_P에서 CH_N으로 흐르는 상태를 나타낸다.

[0024] 이 때 M2와 M3 게이트 단자에 인가된 Op-Amp는 가상접지의 원리를 이용해 M1의 드레인 단자의 전압을 80mV로 만들어줘 M1이 깊은 트라이오드 영역에서 동작하게 만들고 전류원으로써 M1의 게이트전압(VDAC)에 선형적으로 동작하도록 한다.

[0026] 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 전하균형 알고리즘을 나타내는 도면이다.

[0027] 본 발명의 실시예에 따르면, 양 전극 사이의 전하량에 따라 유동적인 길이의 양 전류 펄스를 인가함으로써 빠르게 전하 균형을 이루는 가변 펄스폭 알고리즘 적용하여 종래기술보다 개선된 자극 패턴을 만들어내도록 하였다. 본 발명에서 제안하는 전하균형 알고리즘은 처음에는 대기상태(Wait)로 있다가 체외기로부터 데이터를 받게 되면 음자극(Anode Stimulation)을 진행하고 음자극이 끝나면 휴지기간(Delay)을 갖고 전극 양단의 전하량을 확인한다. 전극 양단의 전하량을 확인하여 그 전압레벨에 따라 전하균형을 맞추기 위한 전류의 펄스 길이를 가변하여 양자극(Cathode Stimulation)을 인가한다. 전하량 탐지(Charge Detection)을 통해 최종적으로 전극 양단의 전압이 50mV 미만이 될 때까지 반복적으로 수행된 다음 50mV 미만이 되면 자극을 끝내고 다시 대기상태(Wait)로 돌아간다.

[0029] 도 4는 본 발명의 일 실시예에 따른 전류자극 파형을 나타내는 도면이다.

[0030] 도 4에 적용된 알고리즘에 의한 자극 전류 파형이 나타나있다. 전류자극은 음자극(Anode stimulation)과 전하균형동작(Charge balancing)으로 구성되어 있고 전하균형동작은 양자극(Cathode stimulation)과 전하량 탐지(Charge detecting)동작이 포함되어 있다.

[0031] 전하량 탐지 구간에서는 전류가 흐르지 않고 이 때 세포 양단의 전압 차를 측정하여 안전전압(50mV) 미만인지를 판단하고 안전 전압보다 크면 도 3에서 V_electrode 값에 따라 다른 펄스 길이의 양자극을 반복하며 안전 전압 범위(safe zone) 미만이 되면 전하균형동작이 끝나게 된다.

[0032] 본 발명에서 제안하는 회로는 전하탐지 시 채널 양단의 전압 차를 계산하는 전하량 탐지 회로이다. 종래기술의 전하량 탐지 회로는 안전 전압 범위 안인지 밖인지 여부만 판단하는 회로이지만 제안하는 회로는 안전 전압 범위를 벗어난다면 얼만큼 벗어났는지 까지 판단하여 그 값에 따라 도 4처럼 양자극의 길이를 조절하도록 할 수 있다.

[0034] 도 5는 본 발명의 일 실시예에 따른 샘플링 동작과 출력 동작 시 전하량 탐지기를 나타내는 도면이다.

[0035] 전하량 탐지기는 자극 후 채널 양단의 전압 차이가 안전 범위인 50mV미만인지는 판단하여 추가적인 전하균형동작이 필요한지는 판단하는 중요한 블록이다. 하지만 기존 알고리즘인 펄스 삽입법과 오프셋 조절방법에 사용된 전하량 탐지기는 단순하게 양단의 전압 차가 50mV미만인지 아닌지 여부만 판단한다. 그러므로 본 발명에서 적용한 양 단의 전압 차의 크기에 따라 다른 펄스파형을 만들어내는 알고리즘에 사용하기에는 부적합하다. 따라서 본 발명에서는 펄스 폭 변조 알고리즘에 사용 가능한 새로운 전하량 탐지기를 제안한다.

[0036] 제안하는 전하량 탐지기는 우선 채널에 영향을 주지 않으면서 양단의 전압을 측정하기 위해 채널의 양단을 버퍼 입력으로 받아 전하 측정 동작을 채널과 분리시켰다. 양단의 전위차를 구하기 위해 2개의 ADC를 이용해 각각의

전위를 디지털 신호로 변경하여 디지털 적으로 양단의 전위를 빼서 확인하는 방법이 있을 수 있다. 하지만 이렇게 할 경우 높은 유효비트를 갖는 ADC 2개와 추가로 뺄셈기가 필요하게 되어 많은 전력과 칩면적이 필요하게 된다. 하지만 제안하는 전하량 탐지기는 도 5와 같이 캐패시터 하나와 ADC하나로 양단의 전위차를 5bit 온도계코드로 변환한다.

[0037] 도 5(a)는 전하탐지 동작 시의 회로도이고, 도 5(b)는 출력 동작 시의 회로도이다.

[0038] 전하량 탐지회로의 동작은 전하탐지 동작과 출력 동작으로 구분할 수 있다. 전하탐지 동작에서는 도 5(a)와 같이 전하탐지 동작 시에는 S1과 S2가 닫히며 CH_P와 CH_N을 입력으로 받아 버퍼를 통해 캐패시터(C)에 전압의 형태로 저장한다. 캐패시터 양단의 전압을 VP와 VN이라고 하면 VP = CH_P, VN = CH_N이 된다. 따라서 채널 양단의 전압 차는 캐패시터 양단의 전압 차인 VP-VN이 된다.

[0039] 도 5(b)와 같이 출력 동작에서는 S1과 S2를 열고 S3를 닫아 VN을 0으로 내리면서 VP값을 ADC를 통해 디지털 신호로 변환하여 출력한다. 본 발명의 실시예에 따른 측정에 사용한 회로는 5비트를 출력하도록 설계하였다. 예를 들어, VP를 ADC 입력으로 받아 5비트 온도계코드 출력인 B<4:0>으로 내보내어 디지털 신호로 변환한다. 제안된 전하 탐지기는 캐패시터 한 개와 ADC 하나만으로 두 채널 사이의 전위차를 측정할 수 있어 적은 면적과 전력을 소모한다.

[0040] 제안하는 회로를 통해 전하균형 동작 시 남아있는 전하량에 따라 가변적인 자극 길이를 만들어 낼 수 있으며, 높은 사양의 ADC 없이도 채널 양단의 전압 차를 정확히 탐지하여 디지털 신호로 변환할 수 있다.

[0042] 도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로의 동작을 설명하기 위한 흐름도이다.

[0043] 제안하는 생체 자극기를 위한 멀티 비트 전하량 탐지 회로의 동작 방법은 제1 입력을 통해 양자극을 입력 받고, 제2 입력을 통해 음자극을 입력 받는 단계(610), 제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되어 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차를 탐지하는 전하탐지 동작 단계(620) 및 제3 스위치가 온 되어 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력되는 출력 동작 단계(630)를 포함한다.

[0044] 전류자극은 음자극(Anode stimulation)과 전하균형동작(Charge balancing)으로 구성되어 있고 전하균형동작은 양자극(Cathode stimulation)과 전하량 탐지(Charge detecting)동작이 포함되어 있다.

[0045] 전하탐지 동작 단계를 포함하는 전하균형 동작 시, 캐패시터에 남아 있는 전하량에 따라 가변적인 자극 길이를 만들고, 채널 양단의 전압 차를 탐지하여 디지털 신호로 변환한다.

[0046] 채널 양단의 전압 차가 안전 범위를 벗어난 경우, 채널 양단의 전압이 안전 전압 미만으로 떨어지도록 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만든다.

[0047] 본 발명의 실시예에 따르면, 양 전극 사이의 전하량에 따라 유동적인 길이의 양 전류 펄스를 인가함으로써 빠르게 전하 균형을 이루는 가변 펄스폭 알고리즘 적용하여 종래기술보다 개선된 자극 패턴을 만들어내도록 하였다. 본 발명에서 제안하는 전하균형 알고리즘은 처음에는 대기상태로 있다가 체외기로부터 데이터를 받게 되면 음자극을 진행하고 음자극이 끝나면 휴지기간을 갖고 전극 양단의 전하량을 확인한다. 전극 양단의 전하량을 확인하여 그 전압레벨에 따라 전하균형을 맞추기 위한 전류의 펄스 길이를 가변하여 양자극을 인가한다. 전하량 탐지를 통해 최종적으로 전극 양단의 전압이 50mV 미만이 될 때까지 반복적으로 수행된 다음 50mV 미만이 되면 자극을 끝내고 다시 대기상태로 돌아간다.

[0049] 도 7은 본 발명의 일 실시예에 따른 시뮬레이션 결과 파형을 나타내는 도면이다.

[0050] 음자극이 끝나고 나서 전하탐지를 하고 그에 따른 출력 비트에 따라 양자극 펄스의 길이가 정해짐을 확인할 수 있다. 양자극이 진행될수록 채널 양단의 전위차가 줄어들기 때문에 양자극 펄스는 갈수록 줄어드는 모습을 보이며, 최종적으로 안전전압 미만이 되었을 때 자극이 종료되는 것을 확인하였다.

[0051] 본 발명의 실시예들에 따르면 제안된 전하탐지회로가 포함된 전류 자극기는 채널 양단의 전압 차에 따라 다른 펄스폭의 양자극 파형을 만들어내므로 빠르게 채널 양단의 전압을 안전 전압 미만으로 떨어뜨릴 수 있으며, 매 자극이 끝날 때 마다 항상 안전 전압 미만이 됨을 보장할 수 있다. 또한 높은 사양의 ADC 없이 양단의 전압 차를 정확히 디지털 신호로 만들어 내어 뒷 단의 계산량을 줄일 수 있다.

[0053] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어

구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0054] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상 장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치에 구체화(embody)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

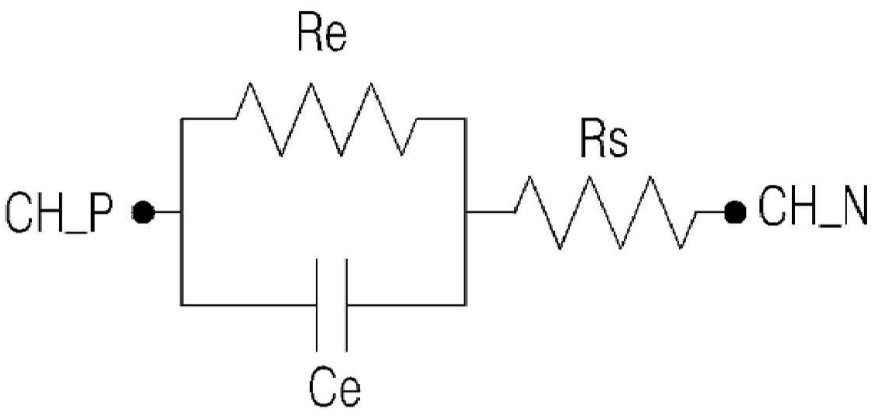
[0055] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다.

[0056] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

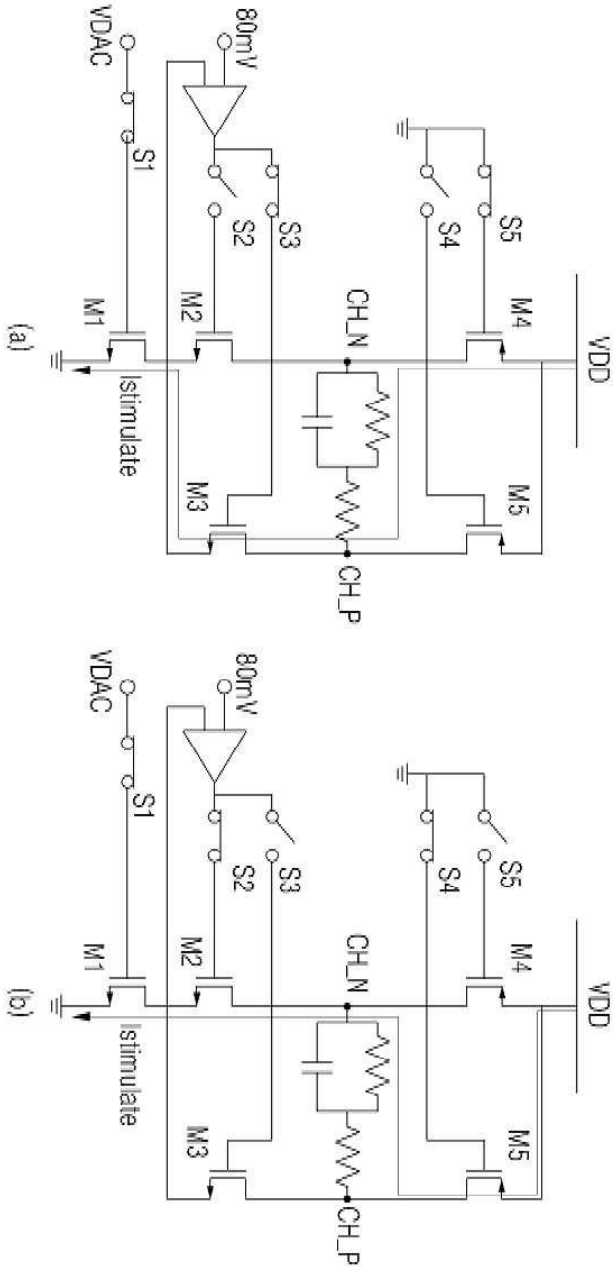
[0057] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

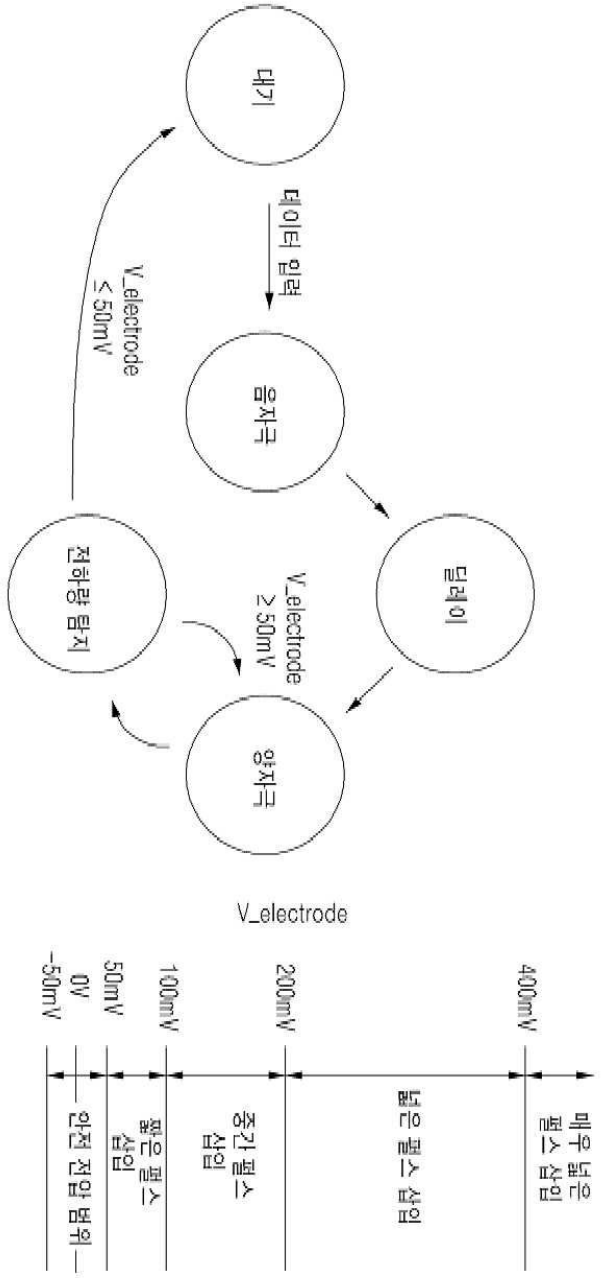
도면1



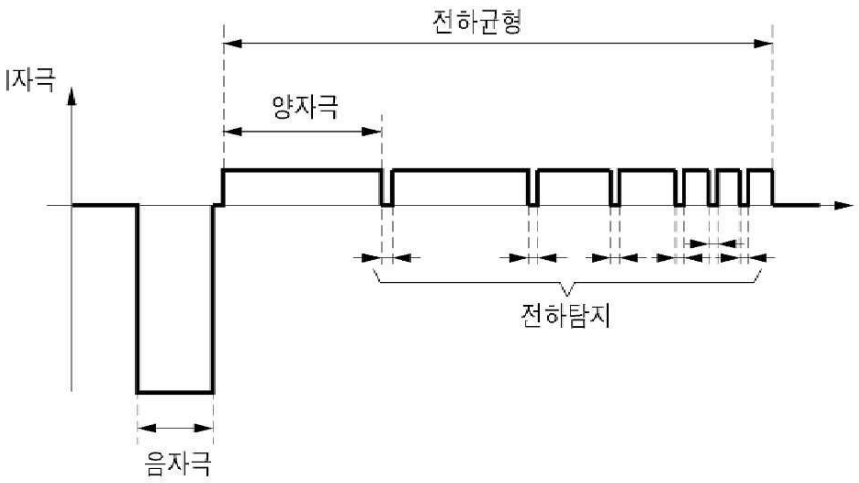
도면2


(a)
VDAC
80mV
S1
S2
S3
S4
S5
M1
M2
M3
M4
M5
CH_N
CH_P
VDD
Istimulate
(b)
VDAC
80mV
S1
S2
S3
S4
S5
M1
M2
M3
M4
M5
CH_N
CH_P
VDD
Istimulate

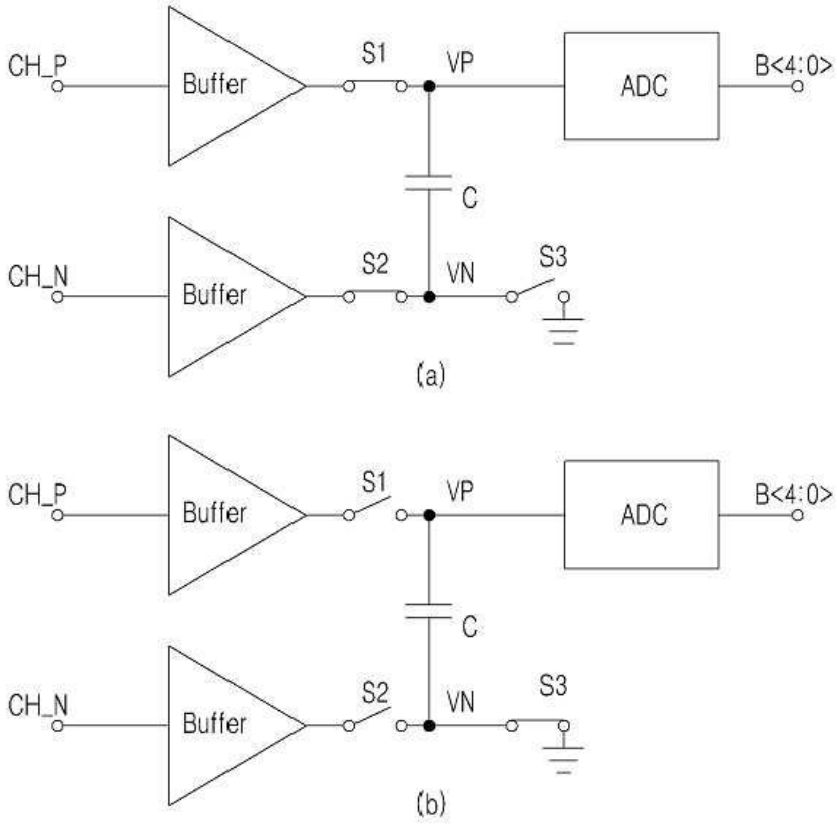
도면3


대기
데이터 입력
음자극
딜레이
양자극
전하량 탐지
V_electrode ≥ 50mV
V_electrode ≤ 50mV
V_electrode
400mV
200mV
100mV
50mV
0V
-50mV
매우 넓은 펄스 삽입
넓은 펄스 삽입
중간 펄스 삽입
짧은 펄스 삽입
안전 전압 범위

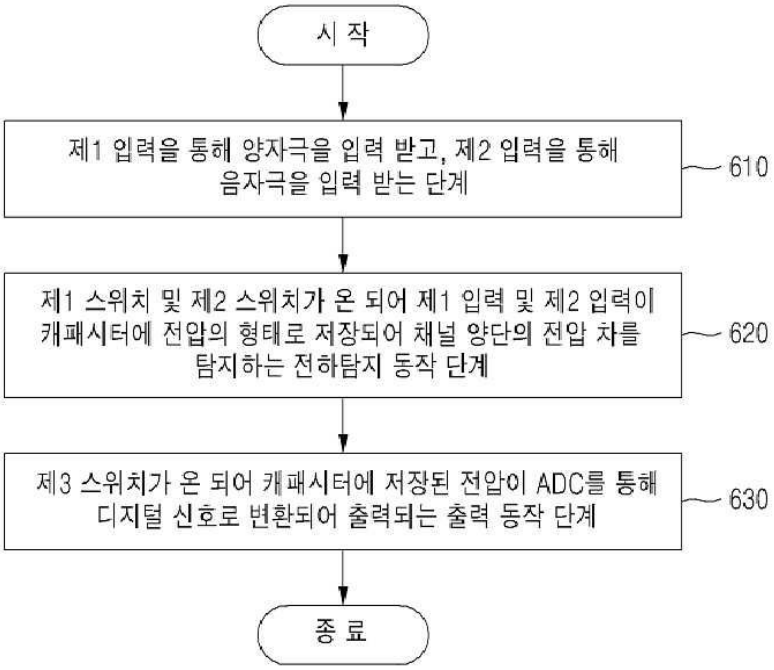
도면4


전하균형
양자극
음자극
전하탐지

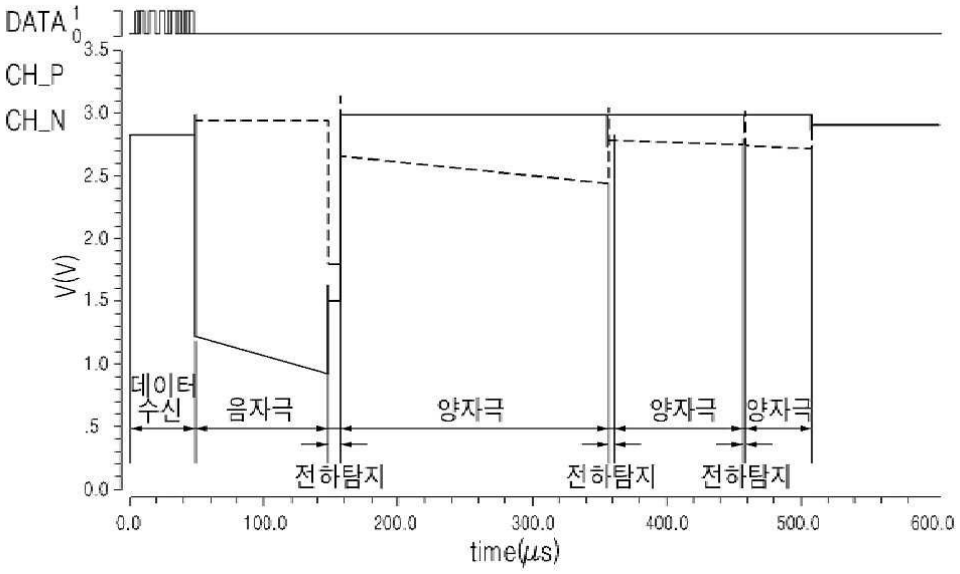
도면5


CH_P
Buffer
S1
VP
ADC
B<4:0>
C
CH_N
Buffer
S2
VN
S3
(a)
CH_P
Buffer
S1
VP
ADC
B<4:0>
C
CH_N
Buffer
S2
VN
S3
(b)

도면6


시 작
제1 입력을 통해 양자극을 입력 받고, 제2 입력을 통해 음자극을 입력 받는 단계
610
제1 스위치 및 제2 스위치가 온 되어 제1 입력 및 제2 입력이 캐패시터에 전압의 형태로 저장되어 채널 양단의 전압 차를 탐지하는 전하탐지 동작 단계
620
제3 스위치가 온 되어 캐패시터에 저장된 전압이 ADC를 통해 디지털 신호로 변환되어 출력되는 출력 동작 단계
630
종 료

도면7


DATA
CH_P
CH_N
V(V)
3.5
3.0
2.5
2.0
1.5
1.0
.5
0.0
데이터 수신
음자극
양자극
양자극
양자극
전하탐지
전하탐지
전하탐지
0.0
100.0
200.0
300.0
400.0
500.0
600.0
time(μs)