

논문 2016-53-7-13

MSP430 기반 저전력 뇌 신경자극기 S/W 설계 및 구현

(Design and Implementation of Low-power Neuromodulation S/W based on MSP430)

홍 상 표*, 권 성 호**, 심 현 민***, 이 상 민****

(Sangpyo Hong, Cheng-Hao Quan, Hyun-Min Shim, and Sangmin Lee[©])

요 약

인체 삽입형 뇌 신경자극기는 소비전력에 있어서 효율적인 구조로 설계되어야 한다. 이들 자극신호는 파형이 단순하고, MCU(micro controller unit)의 대기시간은 실행시간보다 훨씬 긴 특성을 가짐에도 불구하고, 이러한 특성을 고려한 저전력 설계가 되어 있지 않다. 본 논문에서는 자극신호 특성에 기반하는 저전력 알고리즘을 제안한다. 또한 뇌 신경자극기 S/W, NMS(neuro modulation simulation)의 설계 및 구현 결과도 제시한다. 저전력 알고리즘 구현을 위해, 기존 뇌 신경자극기 프로그램의 함수별 수행(running) 시간을 분석하여, 실행(execution) 시간과 대기(waiting) 시간을 도출하였다. 그리고 AM-LPM(active mode-low power mode) 전환시간을 추정하여 저전력 알고리즘 구현에 반영하였다. 본 논문에서 제안하는 저전력 알고리즘은 자극신호의 특성을 이용하여 출력을 다수의 구간으로 분할하고, MCU를 구간별 AM 또는 LPM으로 운용한다. 제안하는 알고리즘의 검증은 위해, 외부 제어프로그램을 개발하여 알고리즘의 동작상태를 확인하였고, 오실로스코프를 이용하여 출력신호의 정확성을 확인하였다. 검증 결과, 제안하는 저전력 알고리즘을 적용할 경우, 기존 뇌 신경자극기 대비 소모전류를 76.31% 감소시킴을 확인 할 수 있었다.

Abstract

A power-efficient neuromodulator is needed for implantable systems. In spite of their stimulation signal's simplicity of wave shape and waiting time of MCU(micro controller unit) much longer than execution time, there is no consideration for low-power design. In this paper, we propose a novel of low-power algorithm based on the characteristics of stimulation signals. Then, we designed and implement a neuromodulation software that we call NMS(neuro modulation simulation). In order to implement low-power algorithm, first, we analyze running time of every function in existing NMS. Then, we calculate execution time and waiting time for these functions. Subsequently, we estimate the transition time between active mode (AM) and low-power mode (LPM). By using these results, we redesign the architecture of NMS in the proposed low-power algorithm: a stimulation signal divided into a number of segments by using characteristics of the signal from which AM or LPM segments are defined for determining the MCU power reduces to turn off or not. Our experimental results indicate that NMS with low-power algorithm reducing current consumption of MCU by 76.31 percent compared to NMS without low-power algorithm.

Keywords : 뇌 신경자극기, MSP430, 소모전류 추정, 저전력 알고리즘, LPM(low-power mode)

* 학생회원, 인하대학교 전자공학과 (Dept. of Electronic Engineering, Inha University)

** 정회원, 인하대학교 정보전자공동연구소 (Institute for Information and Electronics Research, Inha University)

*** 정회원, 동서울대학교 디지털전자과 (Dept. of Digital Electronics, Dong Seoul University)

**** 평생회원, 인하대학교 전자공학과 (Dept. of Electronic Engineering, Inha University)

© Corresponding Author (E-mail : sanglee@inha.ac.kr)

※ 본 논문은 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국 연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업 (2010-0020163) 과 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. NRF-2013R1A2A2A04014796)

I. 서 론

최근, 인간 뇌 특정 부위에 전기자극을 가하여 뇌의 기능을 향상시키는 것을 목표로 하는 신경조절(neuromodulation)기술에 대한 연구가 지속적으로 증가하고 있다.^[1~2] 소형화기술이 접목됨과 함께 생체공학의 비약적인 발전으로 기존의 약물치료에서 효과가 미미했던 뇌졸중, 파킨슨병, 우울증 및 다양한 신경정신과적 질병, 치료에 있어서 뇌를 자극하는 신경자극기술에 대한 관심이 급부상하고 있다.

뇌 신경자극기술은 신경자극방법에 따라 DBS(deep brain stimulation, 뇌심부자극술)와 비침습적 뇌자극술(noninvasive brain stimulation)으로 나눌 수 있다. 비침습적 뇌자극술은 자기 또는 전기 등을 이용하여 수술적 치료없이 뇌의 특정 부위를 국소적으로 안전하게 자극하여 신경조절을 구현하는 방법으로, 자기를 이용한 반복 경두개 자기자극(rTMS, repetitive transcranial magnetic stimulation)과 직류 전기를 이용한 경두개 직류 전기자극(tDCS, transcranial direct current stimulation)이 있다.^[2] DBS는 뇌를 직접 자극하기 위해서 두뇌 내부의 특정목표부위에 미세전극을 삽입하고 지속적으로 전기자극을 주는 방법으로 약물치료에 효과가 없거나 부작용을 겪는 환자들에게 새로운 희망으로 떠오르고 있다.^[3~4] 파킨슨병(parkinson disease), 근육긴장이상(dystonia), 투렛 증후군(tourette syndrome), 신경병증통증(neuropathic pain), 우울증(depression) 등 적용질환이 다양하고^[5] 뇌에 영구적인 손상을 주는 수술이 아니므로 환자의 상태에 따라 제거 및 재설치가 가능하다. 또한 고전적인 수술에 비해 더욱 안전하고 전기자극의 세기나 위치변화가 가능하기 때문에 지속적인 관리가 용이하며 향후 더욱 더 많은 이용이 예상되고 있다.

인체 삽입형 전자 장치로서 뇌 신경자극기(neurostimulator)는 구동 전력을 내장 배터리로부터 공급받기 때문에 가능한 전력소모를 줄여 사용시간을 길게 해야 한다. 뇌 신경자극기의 배터리 수명은 2~5년 지속 가능하며^[6] 수명이 다 할 경우, 배터리교체를 통해서만 이 문제를 해결 할 수 있다. 배터리교체 시에 추가적인 비용과 고통을 환자들이 감수하고 있으며^[7] 이에 따른 무선 전력 전송 기술^[8]이 개발 중이지만, 본질적으로 자극신호 생성과정에서 전력소모를 최소화 하는 것이 중요하다.

인체 삽입형 전자 장치의 전력소모를 줄이기 위한 방

법은 크게 세 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째는 반도체/칩 설계 단계에서 전력 소모를 줄이는 하드웨어적 접근 방법이다. 이전에는 게이트 레벨^[9]과 회로 레벨^[10]에서의 시뮬레이션을 통한 모델링이 활발히 진행되었으나, 전력소모 모델링의 어려움과 높은 비용으로 한계를 가지고 있다. 또한 이보다 상위계층인 MCU(micro controller unit, 마이크로컨트롤러)의 구조적 레벨에서의 전력 시뮬레이션에 대한 연구도 이루어 졌다.^{[11][12]} MCU를 구성하고 있는 각 H/W 모듈에 흐르는 전류를 추정하지만, 회로의 상태, 연산자의 종류와 각 모듈의 연관성을 고려하지 않아 신뢰성이 낮다. 두 번째는 소프트웨어적인 접근 방법이다. 컴파일러 레벨에서 H/W 종속적인 부분의 코드 최적화나, 프로그램상의 함수 레벨에서 코드 최적화 등 소프트웨어 최적화를 통해 전력 소모를 줄이는 방법이다.^[13] 세 번째는 최근 모바일 및 웨어러블 기기와 같이 휴대용 전자 장치들에 적합한 방법이다. CPU(central processing unit, 중앙처리장치)의 작동 여부에 따라 절전모드(power saving mode)와 저전력모드(LPM, low-power mode)로 구분할 수 있다. 현재 대부분의 기기에 적용된 절전 모드는 CPU의 전압, 동작클럭을 낮추어 소모전류를 절감하는 동적전압 조절기법(dynamic voltage scaling)^[14]과 동적전력관리 기법(dynamic power management)^[15]등 이 주로 사용된다. 디스플레이 밝기를 낮추는 등 특정 기능을 제한하는 것이 대표적인 예이다. LPM은 MCU의 코어 전원 공급을 차단(CPU off)하여 전력 소모를 줄이는 방법이다. 이는 기존 프로그램의 소스 수정을 통해서만 적용 가능한 방법으로 응용범위가 한정적이긴 하나, 위에서 기술한 여러 방법들에 비해 상대적으로 높은 소모전류 절감율을 기대할 수 있다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 저전력 뇌 신경자극기 S/W 구조 및 설계를 기술하고, III장에서는 Sleep time/Wake-up time 추정 알고리즘 및 소모 전류를 통한 검증에 대해 설명한다. IV장에서는 저전력 뇌 신경자극기 S/W 구현 및 테스트 결과를 제시하고, V장에서 결론을 맺는다.

II. 저전력 뇌 신경자극기 S/W 구조 설계

1. LPM운용 방안

본 논문에서 설계 및 구현한 저전력 뇌 신경자극기의 자극신호는 상대적으로 짧은 시간인 ms단위에서 자극 신호 펄스를 생성하고, 긴 대기시간을 갖는다. 또한 자

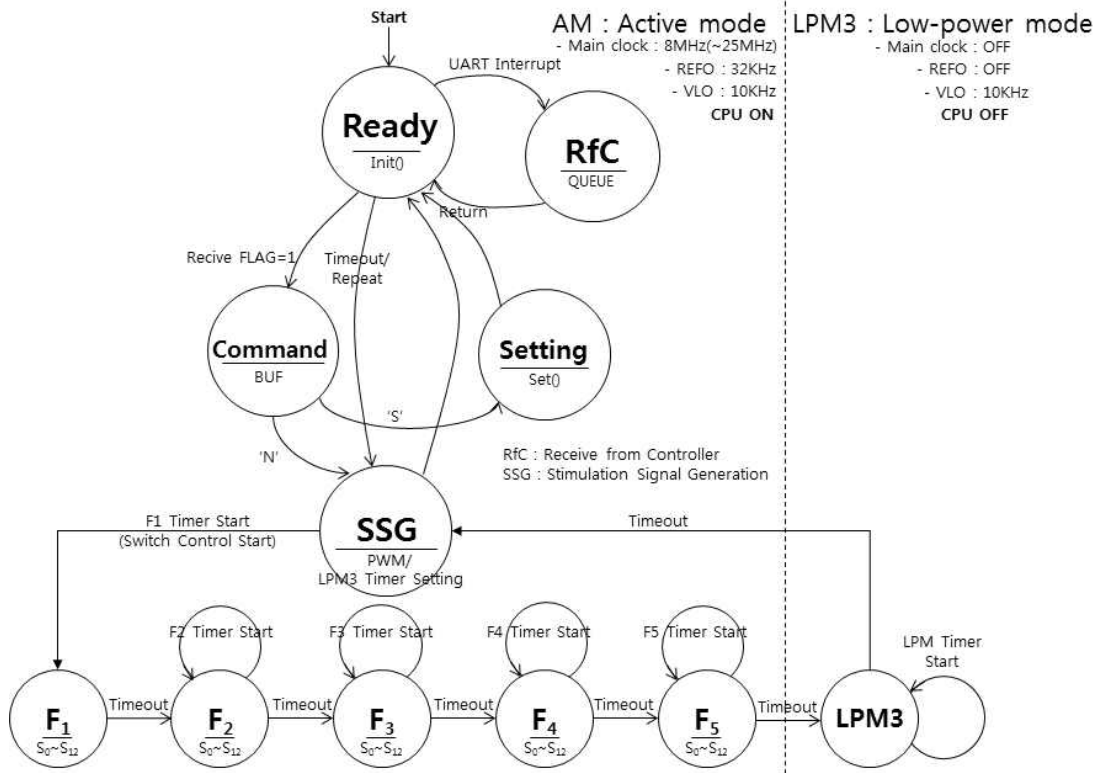


그림 1. 제안하는 저전력 뇌 신경자극기 S/W 동작 상태도
 Fig. 1. Proposed low-power neuromodulation S/W state diagram.

극 신호 생성시점과 종료시점을 미리 알 수 있기에 LPM을 운용하여 소모 전력을 줄이는데 적합하다. 저전력 뇌 신경자극기를 구현하기 위해 MCU의 AM(active mode, 동작모드) 및 LPM의 소모전류 측정이 우선시 되어야 한다. MCU에서 소모전류를 측정하는 방법은 크게 세 가지로 나눌 수 있다. 첫 번째는 디지털 멀티미터를 사용하여 전류량을 측정 하는 것이다. 이 경우, 소수점이하 3자리 단위로 전류량을 정확하게 측정 할 수 있지만 시간 축에서 소모전류량의 변화를 관찰하기 어렵다. 두 번째는 오실로스코프와 전류 프로브를 이용하

여 소모전류량을 측정하는 방법이다. 이 방법은 다루기는 쉽지만, 전류 프로브를 별도로 구매해야 하고, 주로 mA이상의 전류만 측정 할 수 있도록 구성되어 있다. 세 번째는 전력 분석기(power analyser)를 이용하는 방법이다. 전력 분석기는 전압, 전류, 전력의 정보를 실시간으로 측정이 가능한 장비이지만, 상당히 고가인 장비이다. 이에 따라 본 논문에서는 내부클럭을 사용한 타이머로 각 모드에서의 프로그램의 수행대기시간동안 스스로 소모 전력을 추정하는 방법을 사용한다.

뇌 신경자극기에 사용된 MCU는 TI사의 MSP430 시리즈로서, 표 1과 같이 6개의 절전모드를 지원한다. 그 중 LPM3은 ACLK를 제외한 모든 클럭이 멈춰 있는 상태로, 뇌 자극신호 생성시 수행대기시간동안 스스로 AM-LPM간 변환이 필요한 뇌 신경자극기에 적합하다.

표 1. MSP430시리즈 절전모드
 Table1. MSP430series power saving mode.

Mode	CPU and Clocks status
AM	CPU is active, all enabled clocks are active.
LPM0	CPU, MCLK are disabled. SMCLK, ACLK are active.
LPM1	CPU, MCLK are disabled. DCO and DC generator are disabled if the DCO is not used for SMCLK. ACLK is active.
LPM2	CPU, MCLK, SMCLK, DCO are disabled. DC generator remains enabled. ACLK is active.
LPM3	CPU, MCLK, SMCLK, DCO are disabled. DC generator disabled. ACLK is active.
LPM4	CPU and all clocks disabled.

2. 뇌 신경자극기 S/W 동작 구조 설계

본 논문에서 제안하는 저전력 뇌 신경자극기 S/W 동작 상태도는 그림 1과 같다. 그림 1에서 원은 상태를 나타내고 해당상태는 원 안에 굵은 문자로 표시하였다. 원(상태)과 원을 연결하는 화살표는 상태 천이를 의미하며 화살표 연결선의 위 또는 아래는 사건(또는 입력)을 나타내었다. 각 상태에서의 출력은 상태를 표시한

문자의 밑줄 아래에 나타냈으며 가능한 출력은 함수, 버퍼 또는 외부 출력 신호 등으로 표시하였다. 생체에 적용될 것을 고려하여, 뇌 신경자극신호 생성의 무결성을 위해 상태전이과정이 순차적으로 동작되도록 설계하였고, 또한 새로운 기능을 추가하기 쉽도록 모듈로 구성하여 확장성을 제공하였다.

본 논문에서 제안하는 뇌 신경자극기 S/W의 동작 흐름은 다음과 같다. 뇌 신경자극기에 전원이 인가되면 'Ready' 상태로 진입하여 뇌 신경자극기와 외부제어장치와의 통신 속도 및 클럭 등을 설정하는 초기화 함수가 실행된다. 본 상태에서 처리하는 인터럽트는 외부제어장치에서 뇌 신경자극기로 신경자극 명령 및 데이터를 송신하는 경우이다.

그림 1의 'Ready' 상태에서 'UART Interrupt'가 발생하는 경우의 동작을 살펴보면, 뇌 신경자극기는 수신 받은 명령과 데이터를 차례로 'QUEUE'에 저장한다. 뇌 신경자극기와 외부제어장치는 사전에 잘 정의되어진 프로토콜에 따라 수신하게 되며, 자극신호는 '시작'과 '종료' 구분자에 의해 패킷을 구분한다. 따라서 한 패킷의 수신을 완료하게 되면 'Receive FLAG'가 설정된다.

뇌 신경자극기는 상기 플래그에 의해, 'Command' 상태로 천이하게 되고 해당 'QUEUE'에 저장된 데이터를 구문 분석하여 필드별로 'BUF'에 저장 한다. 'BUF'에 저장된 데이터는 명령 구분자에 의해 뇌 신경자극기의 동작이 결정 되는데, 현재는 'S'와 'N'만 지원한다. 'S'에 해당되는 상태는 'Setting'이고 'N'에 해당되는 상태는 'SSG'로 뇌 신경자극기의 핵심 기능을 수행하는 상태이다.

뇌 신경자극기의 환경설정을 수정하는 'Setting' 상태에서는 뇌 신경자극기와 외부 제어 장치와의 통신 속도, 뇌 신경자극기의 클럭 등을 변경 할 수 있으며, 변경완료 후 'Ready' 상태로 천이한다.

뇌 신경자극기의 'SSG' 상태에서는 'BUF'에 구조화 되어 저장된 데이터를 이용하여 뇌신경자극신호를 생성한다. 뇌신경자극신호의 모양의 일례는 그림 2와 같다. 뇌신경자극신호는 먼저 양극자극(anode pulse) 후에 음극자극(cathodic pulse)을 주는 형태로, 이는 동일한 전하량의 균형을 얻기 위해서이며,^[16] 음극자극신호의 크기(mV)에 따른 시간(ms)을 조절하여 급격한 전하량의 이동을 방지하였다.^[5] 이에 따라 뇌신경자극신호를 생성하기 위해서는 각 필드마다 자극신호의 크기와 자극시간의 정보가 필요하다. 여기서 자극신호의 크기는 PWM (pulse width modulation) 출력신호의 주파수로 제어하

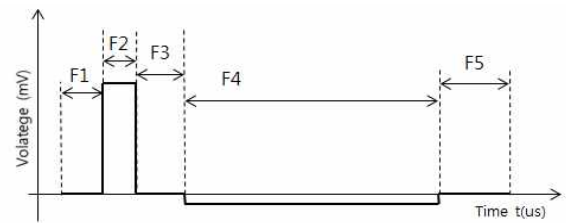


그림 2. 뇌 신경자극신호(모양)

Fig. 2. Neuromodulation stimulation signal (waveform shape).

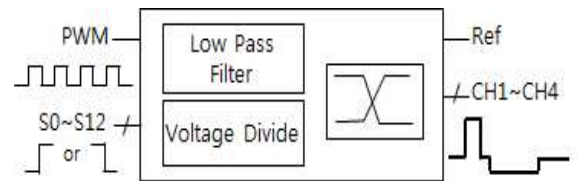


그림 3. 뇌 신경자극신호 생성을 위한 MCU와 H/W 모듈간 I/F

Fig. 3. MCU-H/W module I/F for generating neuromodulation signal.

게 되는데, 그림 3과 같이 PWM 신호가 LPF(low pass filter, 저대역통과 필터)와 전압분배기(voltage divide)를 통과하면서 뇌신경자극신호의 해당필드에 대응하는 전압을 출력하게 된다. 또한 상기 상태에 진입함과 동시에 뇌 신경자극신호의 다음 주기 신호 생성을 위한 설정을 수행하게 된다.

궁극적으로 뇌 신경자극기 S/W는 그림 3의 H/W 모듈을 통해 자극신호를 생성 하게 된다. H/W 모듈의 스위치 제어를 통해 원하는 채널에 구형파와 극 타입(단일극성 또는 양극성)을 갖는 자극 신호 출력이 가능하며, 그림 2와 같은 자극신호를 출력하게 된다. 그림 2를 다시 보면, 자극신호는 5개 필드로 구성되고, 자극신호의 유지기간은 타이머를 운영하여 관리한다. 그림 1의 'F1' 상태에서부터 차례로 시작하여 'F5' 상태까지 타이머가 운영되고, 'F5' 상태에서 타이머아웃이 발생하면 자극 신호 생성 완료를 의미하고, 다음 자극신호 주기까지 대기상태를 가진다. 이때 LPM 타이머를 동작시키고 AM에서 타이머아웃이 되어 인터럽트가 발생하면 LPM에서 AM로 전환되며 MCU는 깨어난다. 자극신호의 한 주기가 종료되고 'SSG' 상태에서 'Ready' 상태로 천이한 후 미리 설정된 반복주기에 의해 뇌 신경자극신호의 새로운 주기가 시작되어 주기적으로 그 다음 뇌 신경자극신호를 생성하며 위의 과정을 반복하게 된다.

표 2. 동작모드와 저전력모드에서 측정된 MCU 소모전류량 비교 (단위: μA)

Table 2. Comparison of MCU current consumption in active mode and low-power modes, measured (units: μA)

세부 조건	AM(동작 모드)		LPM(저전력 모드)				
	8MHz, 3.0V, 1.4V	1MHz, 3.0V, 1.4V	LPM0 -1MHz	LPM3 -REFO	LPM3 -XT1	LPM3 -VLO	LPM4
Data Sheet	2,320	360	83	-	2.5	1.6	1.3
5529USB	2,363	351	90.76	5.25	2.84	1.69	1.45
eZUSB	2,678	475	826.7	791.7	789.3	788.2	788.5
외부 전원, 3.0V	2,297	356	89.09	5.25	2.82	1.74	1.47

III. Sleep time/Wake-up time 추정 알고리즘 및 소모전류를 통한 검증

1. 저전력 S/W 설계를 위한 중요한 요소들

본 절에서는 MCU의 소모전류를 측정하기 위한 방법에 대하여 기술하고, 실제로 측정된 전류량을 비교하여 저전력 S/W 설계를 위한 중요한 요소들을 살펴본다.

MSP430개발보드의 전원공급방식과 MCU의 동작 클럭, 그에 따른 코어전압과 소모전류량 사이 간 상관관계를 찾기위해, MSP430 개발보드에 지원되는 3개의 전원공급방식(5529USB, eZUSB, 외부전원3V)에 대한 AM에서의 소모전류량을 측정하고, 동작 클럭과 코어전압설정에 따른 소모전류량을 비교하였다.

그림 4는 전원공급방식과 코어전압설정에 따른 소모전류량이다. 그림에서 볼 수 있듯이 MSP430 개발보드에 외부전원을 인가하여 측정할 경우, MCU의 소모전류가 대부분의 경우에서 가장 낮게 나왔다. 따라서 이하 본 논문에서 측정된 소모전류는 특별한 설명이 없는 경우, 외부전원 3.0V를 인가하여 측정된 전류 값을 의미한다.

그림 5은 외부전원 3.0V를 MSP430 개발보드에 인가하고, MCU의 동작클럭과 코어전압의 설정을 바꿔가며 측정된 MCU의 소모전류 값을 나타내었다. 그림에서 볼 수 있듯이, 코어 전압의 증가에 따른 측정된 소모전류량의 증가율보다는 MCU 동작 클럭의 증가에 따라, 측정된 소모전류는 큰 폭으로 증가하고 있다. 따라서 저전력 S/W설계에 있어서, MCU의 동작클럭설정은 중요한 요소로 작용함을 알 수 있다.

표 2는 AM과 LPM에서 측정된 MCU의 소모전류량을 비교하여 나타내었다. 표에 표기된 8MHz, 1MHz는 MCU 동작 클럭을, 3.0V와 1.4V는 MCU의 공급전압과 코어전압을, REFO(internal Reference, Low-Frequency Oscillator)는 내부 32KHz 오실레이터를, XT1은 32KHz 크리스탈 오실레이터를, VLO는 내부 10KHz 오실레이터를 각각 의미한다. 표에서 볼 수 있듯이 전원공급 방

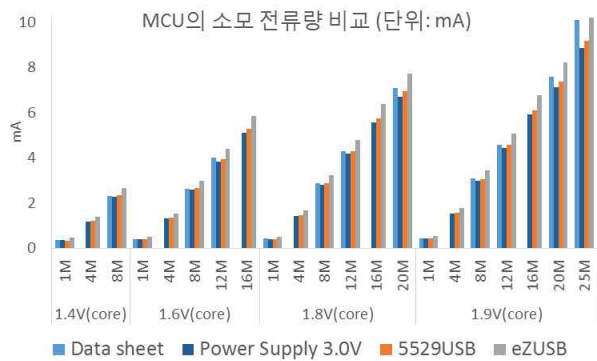


그림 4. MSP430F5529 Data Sheet에 표시된 소모전류 (3V, Flash, TYP)와 전원공급 방식 및 코어 전압 (Core voltage) 설정에 따른 동작모드(Active Mode)에서 측정된 MCU의 소모전류량 비교 (단위: mA)

Fig. 4. Shown on the MSP430F5529 Datasheet (3V, Flash, TYP) as power supply scheme and the core voltage (core voltage) depending on the settings, amount of current consumption, measured in active mode.

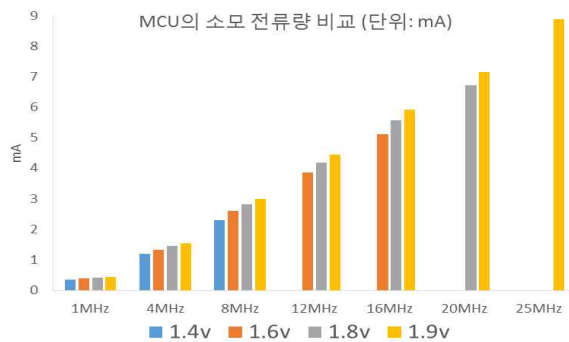


그림 5. 외부 3.0V 전원 상태에서 MCU 동작 클럭과 코어 전압(core voltage) 설정에 따른, 동작모드(active mode)에서 측정된 MCU의 소모전류량 비교 (단위: mA)

Fig. 5. In 3.0V external power state, MCU cores operating clock voltage (core voltage) in accordance with the set amount of current consumption measured in active mode.

식이 eZUSB인 경우, 데이터 시트에 표기된 수치와 비교하여 많은 차이를 보인다. 따라서 LPM에서의 MCU

표 3. 외부전원 3.0V 인가 시, 동작모드와 저전력모드에서 측정된 모든 수에 대한 소모전류비율(단위: μA)
Table3. In 3.0V external power state, Comparison of MCU current consumption in active mode and low-power modes, measured. (units: μA)

세부 사항	AM(동작 모드)		LPM(저전력 모드)				
	8MHz, 3.0V, 1.4V	1MHz, 3.0V, 1.4V	LPM0 -1MHz	LPM3 -REFO	LPM3 -XT1	LPM3 -VLO	LPM4
소모전류량(μA)	2,297	356	89.09	5.25	2.82	1.74	1.47
AM(1MHz) 대비 비율	-	100%	25.03%	1.47%	0.79%	0.49%	0.41%
AM(8MHz) 대비 비율	100%	15.50%	3.88%	0.23%	0.12%	0.08%	0.06%

의 소모전류를 해당 방식으로는 측정할 수 없음을 알 수 있다. 기타 전원공급 방식의 경우에는 데이터 시트에 표기된 수치와 유사함을 볼 수 있다.

표 3은 외부전원3.0V 인가 시, AM와 LPM에서 측정된 모든 경우에 대한 소모전류비율이다. AM와 LPM에서의 소모전류를 비교해 보면, AM에서 클럭을 8MHz로 설정할 경우 측정된 소모전류량은 2,297 μA 이며, 1MHz로 설정할 경우는 356 μA 이다. 반면에, LPM0의 경우 89.09 μA 로 8MHz 대비 3.88%, 1MHz 대비 25.03% 수준으로 소모전류량이 낮다. 또한 LPM4 경우는 8MHz, 1MHz 대비 소모전류량이 각각 0.06%, 0.41%로 낮아지는 것을 볼 수 있다. 따라서 저전력 S/W 설계에 있어서, 반드시 고려해야 하는 것은 LPM의 효율적인 운용임을 알 수 있다.

위에서 살펴본 바와 같이, 저전력 S/W 설계 및 구현을 위하여 우선 시스템의 요구사항에 근거하여 MCU의 동작 클럭을 결정하고, MCU에서 동작하는 프로그램의 실행시간(execution time)과 대기시간(wating time)을 분석할 수 있어야 한다. 이를 이용하여 대기시간이 길 경우에는 LPM으로 전환하여 MCU의 소모전류를 줄이는 것이 적합하다는 것을 알 수 있다.

본 논문에서는 MSP430 개발보드에 외부전원3.0V를 인가하여 8MHz 동작클럭으로 AM, LPM운전시 ACLK를 사용하는 LPM3-VLO를 이용한 저전력 뇌 자극신경기 S/W를 구현하였다.

2. MCU 프로그램의 수행시간 추정 방법

본 절에서는 MCU에서 동작하는 프로그램의 수행시간을 추정하기 위한 방법에 대하여 기술한다.

MCU에서 수행되는 프로그램의 수행시간 추정을 위해 타이머를 활용한다. 수행시간을 추정하고자 하는 프로그램 모듈의 시작에 타이머를 동작시키고 해당 모듈이 종료되는 시점에서 타이머의 내부 카운터 값을 읽어 모듈의 수행시간을 추정한다. 타이머의 내부 카운터는

표 4. 뇌 신경자극기 S/W 프로그램 평균수행시간 (단위: ms)

Table4. Average of execution time in Neuromodulation S/W program (units: ms)

타이머 bit	UART 통신	패킷 파싱	자극신호 생성	수행 대기
128	53.7311	1.1230	3.6926	12.9577
256	53.7388	1.1260	3.6895	13.0065
512	53.7474	1.1230	3.7902	13.0462
8192	53.7419	1.1291	3.7109	13.0798
평균	53.7423	1.1253	3.7208	13.0226

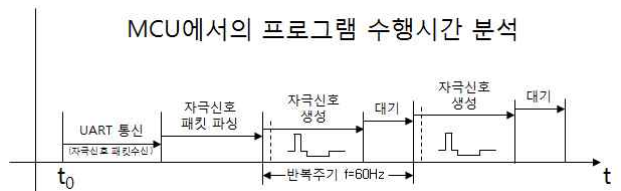


그림 6. 뇌 신경자극기 S/W 동작 흐름도
Fig. 6. Neuromodulation S/W flow chart.

16비트로 표시되며, 보다 긴 수행시간의 추정이 필요할 경우, 외부 카운터를 사용해야 한다. 이 경우, 타이머에 인터럽트 루틴을 설정하여 내부 카운터가 타임아웃이 되면 외부 카운터를 하나씩 증가시키고 내부 카운터는 다시 0에서 반복적으로 카운터를 시작하도록 두 개의 카운터를 운용하게 된다.

본 논문에서는 제안하는 수행시간 추정 방법을 활용하여 MCU에서 수행되는 프로그램의 수행시간을 분석하기 위하여, 선행 연구에 기술된 MSP430 기반 뇌 신경자극기 S/W의 모듈 별 수행시간을 분석하였다.^[17]

그림 6은 뇌 신경자극기 S/W의 동작 흐름과정을 나타내었다. 뇌 신경자극기는 PC로부터 자극신호 패킷을 UART를 통해 수신하게 되고, 한 패킷의 수신이 완료되면 해당 패킷을 포맷에 따라 파싱을 수행하며, 수신된 패킷이 자극신호 생성 명령이면 파싱된 데이터를 이용하여 자극신호를 생성한다. 이후, 뇌 신경자극기는 새

로운 패킷을 PC로부터 수신하기 전까지 현재 자극신호 파라미터를 이용하여 주기적으로 전극을 통해 자극하게 된다.

표 4는 MSP430에서 수행되는 뇌 신경자극기 S/W의 수행시간 10회 평균을 나타내었다. 표에서와 같이 ms단위의 수행시간을 측정할 경우, 타이머에 미리 설정되는 내부 비교 카운터의 값 설정에 따른 차이는 크게 없음을 확인하였다. UART모듈의 수행시간 평균은 53.74ms로 이는 9600bps의 속도에서 52bytes의 자극신호 데이터를 송·수신하는데 필요한 시간과 비슷하다. 이는 타이머를 이용한 수행시간 추정이 잘 동작함을 알 수 있다. 수행대기시간은 미리 설정된 반복 주기, 여기서는 자극신호를 60Hz의 주기로 반복 생성하게 되는데, 자극신호 생성과 수행대기 시간을 계산하면 16.7ms(1/60s)를 주기로 반복됨을 확인할 수 있었다.

3. 저전력 알고리즘 및 소모전류 추정을 통한 알고리즘 검증

본 절에서는 수행대기시간에 AM-LPM간 전환하여 소모 전력을 줄일 수 있는 저전력 알고리즘을 기술하고, 이를 기존 뇌 신경자극기 S/W에 적용하여 소모전류를 비교한다. LPM를 운영하기 위하여, AM에서 LPM으로 전환에 필요한 *sleep time*을 추정하였으며, 그 알고리즘을 그림 7에 나타내었다. LPM에서 AM로의 전환에 필요한 *wake-up time*의 추정 알고리즘은 그림 8과 같다. 반복적인 실험을 통해 추정된 *sleep time*과 *wake-up time*의 평균을 표 5에 정리하였다.

LPM를 운용하는 저전력 알고리즘은 앞 절에서 기술한 MCU 프로그램의 수행시간 추정 기법을 통해, 프로그램의 대기시간을 산출하고 여기에서 다시 *sleep time*과 *wake-up time*을 고려하여 타이머 값을 설정하게 된다. 저전력 뇌 신경자극기 프로그램은 마지막 구간의 자극신호를 생성하고 나면, LPM로 진입하기 전에 타이머를 가동시키고, 해당 타이머는 설정된 값에 따라 정해진 시간 후에 인터럽트를 발생시킨다. 인터럽트가 발생하면 MCU는 LPM에서 AM으로 전환하게 되고, AM

표 5. AM-LPM 전환 시간 추정 결과(단위: μ s)
Table5. AM-LPM Transaction time estimation summary (unit: μ s)

	AM→LPM3 (sleep time)	LPM3→AM (wake-up time)
MSP430F5529 Data sheet	-	165
본 논문에서 추정한 시간	55	180

```

sleep time 추정
Initialization: 클럭, 인터럽트, 타이머 초기화
step1: set timer1 (100 $\mu$ s, clk=10KHz)
step2: run LPM3 (LPM로 진입, 인터럽트가 발생 할 때까지 LPM에서 대기)
step3: 100 $\mu$ s 후(timer1 타임아웃) LPM3에서 깨어남을 확인
step4: set timer1 (100 $\mu$ s, clk=10KHz)
step5: set timer2 ( $\Delta t=20\mu$ s, clk=8MHz)
step6:  $\Delta t$  시간 후(timer2 타임아웃) run LPM3 (여기서,  $\Delta t$ 는 100 $\mu$ s보다 작게 설정)
step7:
    case 1) LPM에서 깨어남을 확인하면  $\Delta t$  값을 증가시키고 step4부터 반복
    case 2) LPM에서 깨어나지 못하면, sleep_time = 100 $\mu$ s -  $\Delta t$  종료.
    
```

그림 7. Sleep time 추정 알고리즘
Fig. 7. Sleep time estimation algorithm.

```

wake-up time 추정
main routine에서
Initialization: 클럭, 인터럽트, 타이머 초기화
step1: set timer1 (300 $\mu$ s, clk=10KHz)
step2: run LPM3 (LPM로 진입, 인터럽트가 발생 할 때까지 LPM에서 대기)
step3: set timer2(continues mode, clk=8MHz)
step4: stop_flag=0
    while(not stop_flag): (stop_flag의 값이 1이 될때까지 무한반복)
step5: wakeup_time 출력, 종료.

ISR(인터럽트 서비스 루틴) routine에서
step1:
    case 1) 처음 진입이면, run LPM3_exit(LPM에서 탈출)
    case 2) 처음 진입이 아니면, wakeup_time = 300 $\mu$ s - ((count of timer2) / 8M)
    stop_flag=1
Step2: timer1과 timer2를 종료 후, return.
    
```

그림 8. wake-up time 추정 알고리즘
Fig. 8. Wake-up time estimation algorithm.

표 6. 소모전류비율 식 지표 값

Table6. Index of current consumption ratio formula.

t_{sleep}	t_{wakeup}	t_s	t_w	C_{AM}	C_{LPM3}
55 μ s	180 μ s	3.72ms	13.02ms	2297 μ A	1.74 μ A

으로 돌아온 MCU는 다음주기의 자극신호 생성모듈을 호출하면서 상기 과정을 계속 반복하게 된다.

본 논문에서 추정된 값을 토대로, 뇌 신경자극기의 자극신호 생성 구간에서 저전력 알고리즘이 적용 전 후의 소모전류비율을 비교해 보면 다음과 같다.

$$t_t = t_{sleep} + t_{wakeup} \quad (1)$$

$$r(\%) = \frac{C_{AM} \times (t_s + t_t) + C_{LPM3} \times (t_w - t_t)}{C_{AM} \times (t_s + t_w)} \times 100\% \quad (2)$$

여기서, 식(1)의 t_{sleep} 은 *sleep time*, t_{wakeup} 은 *wake-up time*, t_t 는 t_{sleep} 과 t_{wakeup} 의 합이다. 식(2)의 t_s 는 자극신호 생성시간, t_w 은 수행대기시간, C_{AM} 은 동작 모드에서의 소모전류, C_{LPM3} 은 LPM3의 소모전류, $r(\%)$ 은 저전력 알고리즘 적용 전 대비 적용 후 소모전류의 비율이다.

표 6은 식 (1), (2)에서 사용되는 측정 및 추정된 값을 정리한 것이다. 표 6의 값을 식(2)에 대입하여 계산한 결과로부터 저전력 알고리즘을 적용 전에 비하여 소모전류를 76.31% 감소시킴을 확인 할 수 있었다.

IV. 저전력 뇌 신경자극기 S/W 구현 및 테스트

본 절에서는 저전력 뇌 신경자극 S/W 구현 및 테스트 결과를 제시한다. 설계 및 구현한 뇌 신경자극기

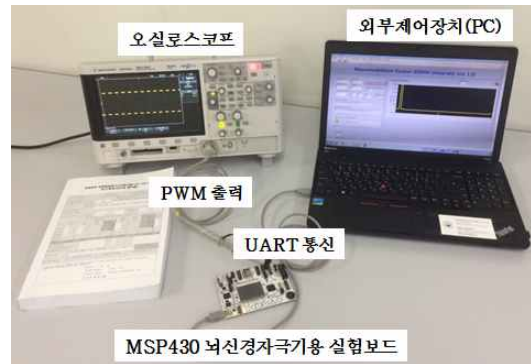


그림 9. 실험 환경 구성

Fig. 9. Experimental environment configuration.

S/W의 동작을 확인하기 위하여 그림 9와 같이 실험 환경을 구성하였다. MSP개발보드와 외부제어장치는 UART로 연결하고, 오실로스코프는 외부제어장치에서 뇌 신경자극기 실험보드로 명령 및 데이터를 송신할 때의 응답을 관찰하기 위한 것으로 외부 디버깅 핀에 연결하고 PWM 신호 출력을 관찰한다. 또한 스위치 S0~S12 제어에 의한 자극신호의 모양 및 극타입 관찰과 뇌신경자극신호 생성 및 제어하기 위한 S/W를 LabVIEW에서 구현하였고, 그 화면은 그림 10와 같다.

그림 10은 뇌 신경자극기 S/W의 외부제어장치출력 화면으로 뇌신경자극신호 제어부분과 신호생성 시뮬레이션 출력화면으로 구성되어 있다. 화면의 왼쪽 부분의 상단에서는 자극신호의 파라미터를 설정 할 수 있으며, 왼쪽 부분의 하단에서는 스위치 제어 신호의 동작 여부를 확인한다. 화면의 오른쪽부분에서는 뇌신경자극신호 제어부분에서 설정된 파라미터에 해당하는 자극신호의 모양을 나타내었다. 왼쪽 상단의 파라미터 조절을 통해

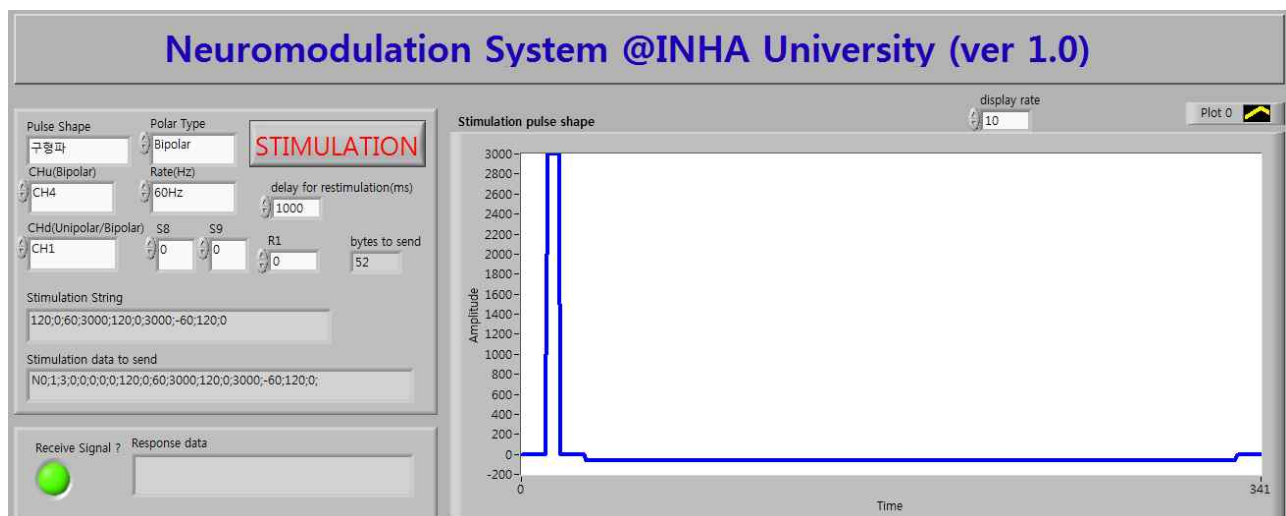


그림 10. 저전력 뇌 신경자극기 외부제어장치(PC) 출력 화면

Fig. 10. External control device(PC) output screen for low-power neuromodulation.

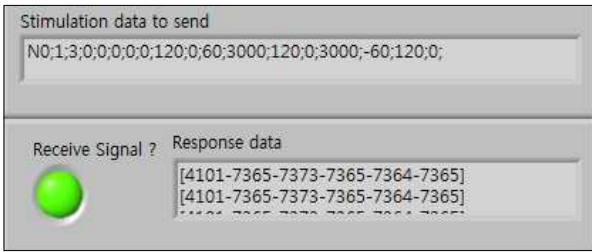


그림 11. 스위치 제어 신호에 대한 외부제어장치(PC) 출력 화면

Fig. 11. External control device(PC) output screen for switch control signal.

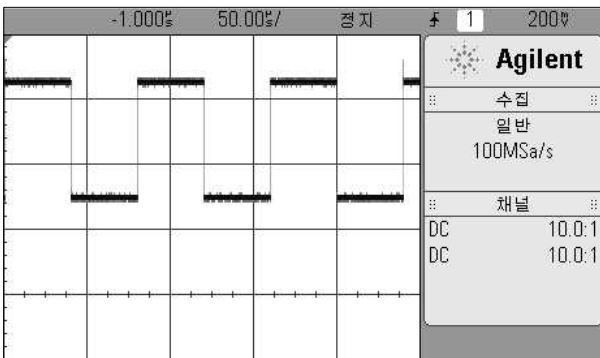


그림 12. 뇌 신경자극기 PWM 신호의 오실로스코프 출력 화면

Fig. 12. Oscilloscope screen of PWM signal output from neuromodulator.

서 자극신호의 주기와 자극신호 채널, 극성타입을 조절할 수 있다.

그림 11은 스위치 S0~S12에 대한 제어 신호 출력 화면이다. 자극신호는 응답 데이터는 6개의 필드로 구성되어 있으며, 그림 10의 ‘Response Data’장에서 확인할 수 있다. 왼쪽부터 차례로 디폴트값, F1, F2, F3, F4, F5필드의 해당하는 값을 나타낸다.

예를 들어, 십진수 ‘7373’은 이진수로 표현하면 ‘1110011001101’이고 여기서 ‘1’은 ‘High’, ‘0’은 ‘Low’상태를 나타낸다. MSB(most significant byte, 최상위비트)는 스위치 S12의 설정상태를, LSB(least significant bit, 최하위비트) 스위치 S0의 설정상태를 나타낸다. ‘7373’의 값은 그림 3의 스위치를 제어하기 위한 값으로, 이는 미리 주어진 스위치 제어 스펙에 따라 양극성 타입의 신호를 생성하게 되고 동시에 채널 1과 채널 4를 통해 뇌 신경자극신호를 전달하는 것을 의미한다.

그림 12는 뇌 신경자극기 외부제어장치를 통해 송신된 데이터를 뇌 신경자극기 실험보드의 외부 디버깅핀에서 오실로스코프로 측정된 PWM신호를 나타낸다. 이는 외부제어장치에서 설정된 값에 따라 듀티비가 50%

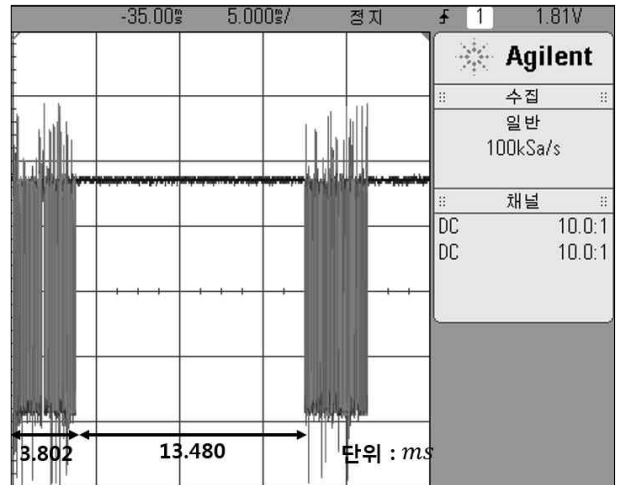


그림 13. 뇌 신경자극기 MCLK(메인클럭) 신호의 오실로스코프 화면

Fig. 13. Oscilloscope screen of MCLK(main clock) signal from neuromodulator.

이고 주기가 80µs이며 설정된 값과 일치함을 확인할 수 있었다.

그림 13은 60Hz의 주기를 갖는 뇌 신경자극신호를 생성한 경우, 본 논문에서 제안한 저전력 뇌 신경자극기의 AM-LPM간 모드전환을 알고리즘을 확인하기 위하여 수행한 실험이다. MSP430개발보드의 MCLK출력핀에 오실로스코프로 측정된 모습으로, 구형과가 촘촘한 부분과 그 외 부분으로 나눌 수 있다. 구형과가 촘촘한 부분은 MCLK이 활성화된 것을 확인할 수 있으며, 그 외 부분에서는 MCLK이 비활성화 된 것을 볼 수 있다. 이는 MCLK가 활성화된 상태에서는 AM상태, MCLK가 비활성화된 상태에서는 LPM이 동작함을 알 수 있다. 또한 프로그램 수행시간 분석과 비교해볼 때, 오실로스코프에서 측정된 ‘자극신호생성시간’과 ‘수행대기시간’은 각각 3.802ms과 13.480ms으로 표 4값에서 추정된 값이 실제 측정값과 근사함을 확인할 수 있었다. 이를 통해 본 논문에서 제안하는 저전력 알고리즘이 잘 동작함을 확인할 수 있다.

V. 결론

본 논문은 MSP430을 이용하여 AM와 LPM를 운용하는 저전력 뇌 신경자극기 S/W를 설계 및 구현하였다. 우선, 디지털 멀티미터로 각 모드의 소모전류를 측정하고 개발에 사용된 MCU 데이터 시트와 비교 및 분석을 통해 전류 측정의 기준을 제시하였다. 또한 뇌 신경자극기 프로그램의 함수별 실행시간을 측정할 수 있

는 소프트웨어 모듈과 뇌 신경자극기의 자극신호특성을 이용하여 LPM을 운용하는 알고리즘을 개발하였다. 뇌 신경자극기 S/W 구조 설계에 있어서, 자극신호를 정확하게 순차적으로 실행되며 향후 확장성을 고려하여 뇌 신경자극기와 외부제어장치 간 통신 프로토콜은 스트링 포맷을 사용하였다. 이러한 설계는 보다 쉬운 디버깅 작업이 가능하다는 장점도 제공한다. 본 논문에서 제안한 뇌 신경자극기의 동작은 별도로 개발한 PC 제어프로그램과 오실로스코프를 통해 검증하였으며, 기존 뇌 신경자극기 시스템에 적용한 결과 소모전류를 기존 대비 76.31% 감소시킴을 알 수 있었다.

REFERENCES

- [1] Jae Ha Hwang, Sun Ha Paek, Beom Seok Jeon, "Deep brain stimulation: mechanism, surgical procedure, and clinical applications", *J Korean Med Assoc*, Vol. 56, no. 8, pp. 695-701, August 2013.
- [2] Yun-Hee Kim, "Noninvasive brain stimulation: repetitive transcranial magnetic stimulation and transcranial direct current stimulation", *J Korean Med Assoc*, Vol. 56, no. 1, pp. 30-37, January 2013.
- [3] Yu-Ri Kwon, Gwang-Moon Eom, Sang-Hun Park, Ji-Won kim, Min-Jik Kim, Hye-Mi Lee, Ji-Wan jang, and Seong-Beom Koh, "Quantification of the Effect of Medication and Deep Brain Stimulation on Parkinsonian Rigidity", *J. Korean Soc. Precis. Eng*, Vol. 30, no. 5, pp. 559-563, May 2013.
- [4] Mark B. Shapiro, David E. Vaillancourt, Moly M. Sturman, Leo Verhagen Metman, Roy A. E. Bakay, and Daniel M. Corcos, "Effects of STN DBS on Rigidity in Parkinson's Disease", *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, Vol. 15, no. 2, pp. 173-181, January 2007.
- [5] Joel S. Perlmuter and Jonathan W. Mink, "Deep Brain Stimulation", *Annual Review of Neuroscience*, Vol. 29, pp. 229-257, July 2006.
- [6] Michael S. Okun, Pamela R. Zeilman, "Parkinson's Disease : Guide to Deep Brain Stimulation Therapy", *NATIONAL PARKINSON FOUNDATION*, pp. 40, 2014
- [7] S. Q. LEE, W. S. Youm, G. Hwang, "Wireless Power Transfer Technology for Implantable Medical Device", *Electronics and Telecommunications Trends*, Vol. 28, no. 5, pp. 72-82, October 2013.
- [8] J. -Y. Tsai, K. -H. Huang, J. -R. Wang, S.-I. Liu, P.-C. Li, "Ultrasonic Wireless Power and Data Communication for Neural Stimulation", *IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings*, pp. 1052-1055, Orlando, FL, U.S.A, October, 2011.
- [9] F. sill, F. Grassert, D. timmermann, "Low power gate-level design with mixed- V_{th} (MVT) techniques", *Proceedings. SBCCI 2004. 17th Symposium on Integrated Circuits and Systems Design*, pp. 278-282, Porto de Galinhas, Pernambuco, Brazil, Sept, 2004.
- [10] C.X. Huang, B. Zhang, An-Chang Deng, and B. Swirski. "The design and implementation of PowerMill", *Proceedings. 1955 International Symposium on Low Power Design*. pp. 105-108, 1995.
- [11] T. Sato, M. NagamAtsu, and H. Tago. "Power and performance simulator : ESP and its application for 100MIPS/W class RISC design" in *Proc. Symp. Low Power Electron*. pp. 46-47, San Diego, Oct 1994.
- [12] T. Sato, Y. Ootaguro, M. NagamAtsu, and H. Tago, "Evaluation of architecture-level power estimation for CMOS RISC processors", in *Proc. Symp. Low Power Electron*, pp. 44-45, San Jose, CA, Oct 1995.
- [13] Heungsik Eom, Keonwook Kim, "Study of Instruction-level Current Consumption Modeling and Optimization for Low Power Microcontroller", *IEIE*, vol. 43, no 5, pp.1-7, Sep 2006.
- [14] Yoon-Gu kim, Yong-Jin Jeong, "Low Power Design of Filter Based Face Detection Hardware", *IEIE*, Vol. 45, no 6, pp.89-95, Jun 2008.
- [15] Moonju Park, "Limiting CPU Frequency Scaling Considering Main Memory Accesses", *KIISE Transactions on Computing Practices*, Vol. 20, no. 9, pp.483-491, Sep 2014.
- [16] Wentai Liu, Kasin Vichienchom, Mark Clements, Stephen C. DeMarco, Chris Hughes, Elliot McGucken, Mark S. Humayun, Eugene de Juan, James D. Weiland, "A Neuro-Stimulus Chip with Telemetry Unit for Retinal Prosthetic Device", *IEEE Journals of Solid-State Circuits*, Vol. 35, no 10, pp. 1487-1497, October 2010.
- [17] S. P. Hong, C. H. Quan, H. M. Shim, K. T. Kim, K. S. Kim, K. S. Yoon and S. M. Lee, "Design and Implementation of Neuromodulation S/W based on MSP430", *Resko proceeding*, pp.114-120, ilsan kintex, korea, Sep 2015.

저 자 소 개



홍 상 표(학생회원)
 2015년 한경대학교 정보제어공학과 학사 졸업
 2015년~현재 인하대학교 전자공학과 석사과정
 <주관심분야: 회로설계, 신호처리, 로봇, 임베디드 시스템>



심 현 민(정회원)
 2001년 인하대학교 전자공학과 학사 졸업
 2003년 인하대학교 전자공학과 석사 졸업
 2007년 인하대학교 전자공학과 박사 졸업
 2016년 3월~현재 동서울대학교 디지털전자과 교수
 <주관심분야: implantable rehabilitation engineering, mobile robotics, embedded system design>

권 성 호(정회원)
 2008년 7월 전자공학회논문지 제45권 제4호 참조



이 상 민(평생회원)
 1987년 인하대학교 전자공학과 학사 졸업
 1989년 인하대학교 전자공학과 석사 졸업
 2000년 인하대학교 전자공학과 박사 졸업
 2006년 9월~현재 인하대학교 전자공학과 교수
 <주관심분야: Bio-signal Processing, Psycho-Acoustic, Brain-Machine Interface>