

프로그램 가능한 신경 자극기 개발 (I)

- 마이크로프로세서를 이용한 신경자극 파형 발생기 구현 -

김건우, *엄상희, **이상열, ***장용훈, ****전계록
부산대학교 의공학 협동과정, *부산대학교 전자공학과, **대양전기 기술연구소
동아대학교 전기공학과, *부산대학교병원 의공학과

Development of Programmable Nerve Stimulator (I)

- Implementation of the Nerve Stimuli Waveform Generator using the Microprocessor -

K. W. Kim, *S. H. Eum, **S. Y. Lee, ***Y. H. Jang, ****K. R. Jun

Dept. of Interdisciplinary Program in Biomedical Eng., Major, Pusan National Univ.,

* Dept. of Electronic Eng., Pusan National Univ.,

** Dept. of Technical Research Institute, Dae Yang Electric Co., LTD

*** Dept. of Electric Eng., Dong A Univ.,

**** Dept. of Medical Eng., Pusan National Univ. Hospital

ABSTRACT

The purpose of this study was to implemented a general purpose programmable nerve stimulator system as a research tool for studying psychophysiological performance associated with various stimulation waveform. This system is composed of hardware and software, the former are the personal computer(180586) and control unit(one-chip microprocessor, D/A converter, digital output), the latter are programmed in VISUAL BASIC and ASSEMBLY which are programmed for the programmable nerve stimuli pattern editor and communication interface, waveform preprocessing, and stimuli generator.

The control unit which is entrolled by the personal computer is capable of delivering the programmable nerve stimuli waveform.

This system has research potential for determining the effect of various neuromuscular blockade in alternated physiological states.

I. 서론

전기자극(electrical stimulation)은 로마시대부터 환자의 치료에 사용되었다고 전하여지지만, 실질적으로는 1740년경에 이르러서야 간질 등의 질환을 치료하기 위하여 사용되었으며, 1791년 Luigi Galvani가 개구리 근육에 전기자극으로 근육의 수축이 유발됨을 입증한 후부터 전기자극에 관한 연구가 활발히 진행되었다. 현재에도 환자 및 동물의 신경계 질환 진단과 치료 및 신경전달 약제의 효과 감시등에 지속적으로 연구가 수행되고 있다⁽¹⁻⁴⁾.

생체의 특정 부위에 전기자극을 인가하는 신경자극기

(nerve stimulator)는 여러 분야에서 다양한 목적으로 사용되고 있다. 임상에서는 환자의 진단과 치료를 목적으로 사용되며, 각 분야의 실험실에서는 여러 가지 형태의 신경자극시 나타나는 응답신호의 분석, 신경자극시에 각 부위별 전도상태 분석 및 최소 근육피로도를 나타내는 신경자극패턴 개발 등의 연구에 응용된다. 예를 들면 신경생리학 분야에서는 전기생리학적 연구 특히 중추와 말초 신경제어계의 연구 및 두뇌의 특정 영역에 신경자극을 인가하여 중추신경계의 해부학적 또는 기능적 구조에 대한 연구에 활용하며, 이비인후과 분야에서는 청각 감지체 신경경로 검사 및 치료에 활용, 재활의학 분야에서는 지속적인 신경자극에 의한 부분 기능(운동 및 감각기능) 마비 환자의 상태 개선을 위한 FES에 활용, 마취학 분야에서의 수술환자의 마취 정도와 회복 정도의 평가, 그리고 각 기초의학 및 기초 과학 실험실에서 다양한 용도로 사용되고 있다^(1-3, 7-10, 12-16).

그러나 이러한 연구의 대부분은 짧은 기간 동안의 반사궁(reflex arc)에 대한 영향만을 고려하였기 때문에 신경자극 기간을 수초 내지 수분 동안으로 제한하였다. 최근에는 전신 항상성(overall body homostasis)에 기여하는 장기간 중추신경계 제어 메커니즘에 대한 관심이 상당히 고조되었으며, 이에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다⁽³⁻⁴⁾.

그러나, 현재 상품화되어 보급되고 있는 신경자극기는 고가의 장비임에도 불구하고 각 분야별로 필요로 하는 제한적인 신경자극 패턴(nerve stimulation pattern)만을 발생(고정된 자극 패턴, 자극 파형의 획일화, 제한된 자극 시간 등)시키기 때문에 진단, 치료 및 실험에 많은 난점들이 존재한다. 즉 사용자가 원하는 임의의 파형을 발생하게 하며, 장시간 동안 실험할 수 있는 기능을 보유한 프로그램 가능한 신경자극기는 현재까지 상품화되어 있지 않다. 따라서 임상에서 기본적으로 사용하고 있는 신경자극 형태와 사용자의 연구

목적에 필요한 다양한 형태의 신경자극 패턴을 사용자의 조작에 의해 발생(다양한 펄스, 작동시간 가변)시킬 수 있는 프로그램 가능한 신경자극기(Programmable Nerve Stimulator : PNS)의 개발이 요구된다.

PNS는 PC, NSWG(nerve stimulator waveform generation)로 구성되어 있다. PC는 GUI(Graphic User Interface : windows base)환경 하에서 신경자극 패턴을 사용자가 쉽게 구성할 수 있도록 하고, NSWG는 구성된 신경자극 패턴 정보를 직렬통신을 이용하여 PC로부터 전송 받아 신경자극 파형을 다 채널(multi-channel)에서 발생하게 하는 기능을 담당한다.

본 연구에서는 임상에서 기본적으로 사용하고 있는 신경자극 파형들과 사용자의 연구 목적에 적합한 다양한 형태의 신경자극 패턴을 사용자의 조작에 의해 쉽게 발생(다양한 펄스, 작동시간 가변)시킬 수 있는 PNS의 디지털단(digital part)인 NSWG를 개발하고자 한다.

II. 신경자극 패턴과 신경자극기

1. 신경자극 패턴(nerve stimulatory patterns)

신경자극 신호는 여러 가지 분야에서 사용 목적에 따라 다양한 형태가 있다. 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 신경자극 패턴은 한정된 파형(monophasic의 tetanic pulse, T.O.F pulse 및 Single Pulse 등)으로 구성되어 있으며 제한된 시간에서만 사용할 수 있으나 실제 임상 및 각 분야의 실험실 등에서는 다양한 패턴의 신경자극 신호가 필요하다. 따라서 본 연구에서는 현재 임상에서 널리 사용되고 있는 전형적인 신경자극 형태와 임상 또는 각종 동물 실험실, 약물 실험실, 연구실 등에서의 응용에 제한이 없도록 하기 위하여 다양한 형태의 신경자극 패턴을 구현하고자 한다.

임상에서 진단 및 치료에 널리 사용되고 있는 신경자극 패턴은 그림 1과 같이 크게 4 가지 형태로 구분되며 신경자극 패턴은 고정되어 있고 Monophasic Pulse이다. 그림 1(1)은 단순연속자극(single twitch stimulation)을, 그림 1(2)는 사연속자극(train-of-four:TOF)을 그림 1(3)은 강직성자극(tetanic stimulation)을, 그림 1(4)는 DBS자극(double burst stimulation)을 나타낸다.

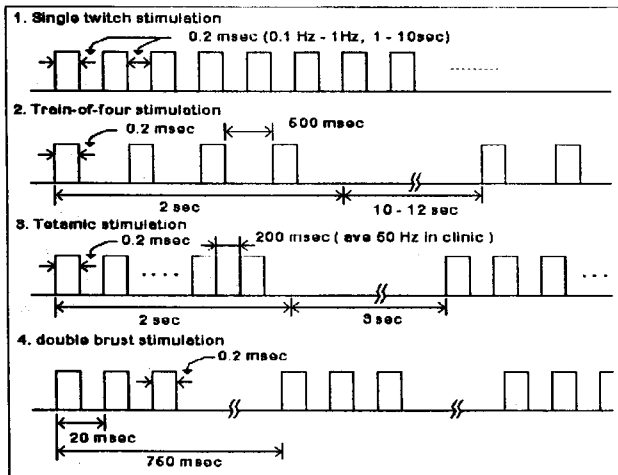


Fig. 1. Fixed Nerve Stimulatory Pattern

2. 신경자극기 시스템

신경자극기 시스템은 크게 아날로그단과 디지털단으

로 구성된다. 디지털단은 PC에서 사용자가 구성한 다양한 신경자극 패턴에 대한 정보를 직렬통신으로 전송 받은 후 신경자극 패턴의 기본적인 변수들을 이용하여 신경자극 파형(Analog 신호)을 생성한다. 아날로그단은 디지털단에서 출력된 신경자극 파형 신호를 증폭하여 전극을 통하여 신경이나 근육에 신경자극을 인가한다. 신경자극기의 시스템 블록 다이어그램은 그림 2와 같다. 신경자극기는 파형 편집단(Waveform Editor Part), 파형 발생단(One-chip Microprocessor Part), 전압·전류 증폭단(Voltage & Current Regulator Part), 채널 선택단(Channel Selection Part), 절연단(Isolation Part) 및 감시장치단(Monitoring Part) 등으로 구성되며, 프로그램에 의하여 생성된 신경자극 파형을 다 채널로 환자에게 인가하고 신경자극 파형의 응답들을 다채널로 Monitoring하여 환자의 상태를 정량 분석하기 위하여 사용한다.

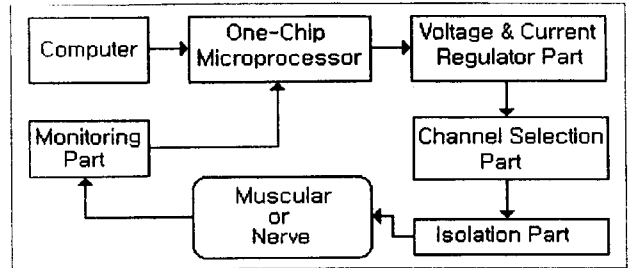


Fig. 2. Block diagram of nerve stimulator system

본 연구에서는 PNS의 구성 부분 중 디지털단(NSWG)을 구현하였다. NSWG의 구성 요소로는 하드웨어와 소프트웨어로 구성되어 있다. 하드웨어단은 One-Chip Micro-processor(I80196), D/A Converter로 구성되어 있으며, 소프트웨어단은 PC의 정보를 전송 받을 수 있는 통신 처리부(communication processing part), 파형 전처리부(waveform preprocessing part), 그리고 파형 발생부(waveform generation part)로 구성된다.

III. 신경자극 파형 발생기

본 연구에서 구현된 NSWG는 사용자가 PC에서 구성한 신경자극 패턴을 본 연구에서 제안한 통신 프로토콜을 이용하여 NSWG에 전달함으로써 기존의 신경자극기의 단점들을 보완할 수 있다. 표 1은 구현된 신경자극 파형 발생기의 출력 파형의 범위(range)와 해상도(resolution)를 나타낸다.

표 1. 출력 파형 생성 변수

Parameters	Range	Resolution	Unit
출력 전압(V)	-5 ~ +5	0.0024	V
지속 시간(T)	50 ~ 65535	1	μs

1. 출력 파형 생성 변수

NSWG의 D/A 변환기(D/A Converter)에 의해 발생된 아날로그(Analog) 출력 파형은 여러 개의 상태(status : ex. S0 ~ Sn)들의 조합으로 이루어지며, 각각의 상태는 2개의 변수(출력전압:V, 상태의 지속시간:T)로 표현된다(표1 참조). 이 상태들의 집합은 1 주기(period)의 신경자극 파형으로 구성된다. 이 주기가 순환하여 PC에서 출력 파형 정지 명령이 입력되기 전까지 신경자

극 파형을 생성한다. 한 주기는 최소 0(0x0000)개의 상태부터 최대 65535(0xFFFF)개의 상태를 가질 수 있다. 그림 3은 출력 파형의 생성에 사용된 상태, 지속 시간, 주기를 나타낸다. 만약 상태가 5인 경우의 출력 파형의 상태는 S0, S1, S2, S3, S4, S5로 나타낼 수 있다. 상태 S0부터 S5까지가 한 주기를 형성한다. PC로부터 신경자극 파형의 출력을 지시하는 명령이 입력되면 상태 S0부터 S5까지에 해당하는 신경자극 파형이 각각의 출력 파형 생성 변수에 의하여 D/A 변환기를 통하여 출력된다.

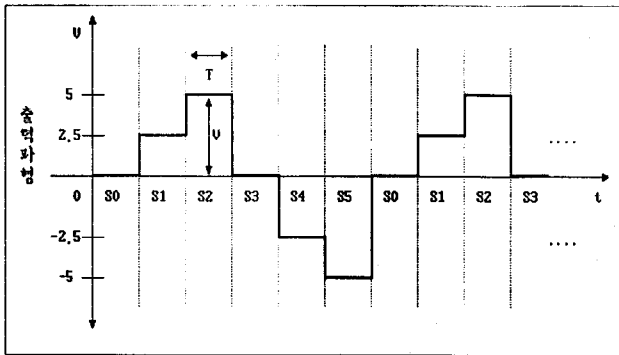


Fig. 3. Example of output waveform generation

2. 통신 규약(Communication protocol)

본 연구에서 구현된 NSWG와 PC와의 통신 규약은 하드웨어 규약과 소프트웨어 규약으로 나누어진다. 하드웨어 규약은 비동기직렬통신방식(UART)인 RS232C 규격의 직렬통신(serial communication)을 사용하였다. 사용된 직렬 통신의 신호선은 TX, RX, GND이며, 전송속도(baud rate)는 9600bps이다. 데이터 프레임(data frame)은 10bit 프레임 비동기 직렬통신방식(8bit dat, one stop bit, no parity)을 사용하였다.

소프트웨어 규약은 명령 프레임, 데이터 프레임, 그리고 통신 순서로 구성하였으며, 그 세부 내용은 표 2, 표 3, 표 4, 표 5에 나타내었고 이들에 대한 설명은 다음과 같다.

2-1 명령 프레임(Instruction Frame)

명령 프레임은 신경자극 파형의 출력 상태, 출력 채널 등을 지정하고 NSWG의 동작에 관계되는 모든 것을 제어하는 통신 규약이다. 명령 프레임은 총 9byte로 구성되어 있다. DATA 0은 명령 프레임의 시작을 지정한다. DATA 1은 DATA 1 다음에 입력될 Byte 수를 나타내며, 명령 프레임인 경우는 0x07값을 가진다. DATA 2는 명령 프레임 전송 오류를 나타낸다. 전송 초기 값은 0이며 전송 오류가 있을 때마다 1씩 증가한다. DATA 3은 명령 프레임이 사용되어질 채널을 나타낸다. DATA 3이 0x00이면 모든 채널을, 0x01이면 채널 1, 0x02이면 채널 2를 지정한다. DATA 4와 DATA 5는 NSWG에 주어질 명령코드를 나타내며 각각의 의미는 표 3과 같다. DATA 6은 프레임의 오류 검출(error detection)을 위하여 사용되며, 오류 검출 방법은 CRC16을 사용하였다.

명령 프레임의 주 명령 'S(0x53)'는 NSWG에게 디지털 단의 신경자극 파형의 발생을 시작하게 한다. 주 명령 'T(0x54)'는 NSWG에게 디지털 단의 신경자극 파형의 발생을 중지시킨다. 주 명령 'S'와 'T'는 부 명령의 값을 사용하지 않는다. 주 명령 'N(0x4E)'는 각 채널별

로 1 주기당 상태의 개수를 나타낸다. 이 명령의 1 주기당 상태의 개수는 부 명령 값으로 지정할 수 있으며, 0에서 65535의 값을 가진다. 주 명령 'K(0x4B)'는 주기의 반복 횟수를 나타낸다. 반복 횟수는 부 명령 값으로 지정하며, 0에서 65535의 값을 가질 수 있으며, 특히 0일 경우에는 반복 횟수가 무한하도록 정의하였다.

표 2. 명령 프레임

DATA0	DATA1	DATA2	DATA3	DATA4	DATA5	DATA6
DATA 0(1 Byte) : 프레임 시작을 나타내는 값(STX, 0x02)						
DATA 1(1 Byte) : DATA 1 이후에 들어올 DATA개수(0x07)						
DATA 2(1 Byte) : 프레임 전송 순서(0x00 ~ 0xFF)						
DATA 3(1 Byte) : 전송 CHANNEL(0x00 : CHANNEL ALL, 0x01 : CHANNEL 1, 0x02 : CHANNEL 2)						
DATA 4(1 Byte) : 주 명령 코드(표 3. 참조)						
DATA 5(2 Byte) : 부 명령 코드(표 3. 참조)						
DATA 6(2 Byte) : 프레임 오류 검출 코드, DATA 1 부터 DATA 5까지의 CRC16값 (0x0000 ~ 0xFFFF)						

사용자는 자신이 원하는 신경자극 파형에 대한 명령을 명령 프레임에 따라 프로그램하고 명령 프레임의 전송 순서는 DATA 0에서 DATA 6까지 차례로 PC에서 NSWG의 내부 통신 포트에 입력되도록 하여 신경자극 파형의 출력에 관계되는 모든 사항이 제어되도록 한다.

표 3. 주·부 명령의 기능과 코드 값

주 명령 코드	부 명령 코드	기능
'S', 0x53	NOT USE, 0x0000	파형 출력 시작 명령
'T', 0x54	NOT USE, 0x0000	파형 출력 정지 명령
'N', 0x4E	0x0000 ~ 0xFFFF	1주기당 상태 개수
'K', 0x4B	0x0000 ~ 0xFFFF	주기 반복 횟수

2-2 데이터 프레임(Data Frame)

데이터 프레임은 각 채널의 상태 변수를 나타내는 통신 규약이다. 데이터 프레임은 총 11byte로 구성되어 있다. DATA 0은 데이터 프레임의 시작을 나타낸다. DATA 1은 DATA 1 다음에 입력될 Byte 수를 나타내며, 데이터 프레임의 경우는 0x09이다. DATA 2는 출력될 파형의 상태(S0 ~ Sn) 중에서 몇 번째 상태인가를 나타낸다. DATA 3은 데이터 프레임의 상태 변수가 저장될 채널을 지정하며, 0x00값을 가지면 모든 채널, 0x01이면 채널 1, 그리고 0x02이면 채널 2를 지정한다. DATA 4는 출력전압을 나타내기 위해 사용하는 출력파형의 생성 변수이며, 최상위 4bit는 사용하지 않는다. 만약 DATA 4의 값은 0x000일 경우는 -5V, 0x800일 경우는 0V, 그리고 0xFFFF일 경우는 +5V를 의미한다. DATA 5는 출력파형의 지속 시간을 나타내기 위해 사용하는 생성 변수이다. 만약 DATA 5의 값이 0x0032일 때는 50μs, 0xFFFF일 때는 65535μs를 의미한다. DATA 6은 프레임의 오류 검출을 위하여 쓰여지고, 오류검출방법은 명령 프레임의 경우와 같이 CRC16을 사용한다.

표 4. 데이터 프레임

DATA0	DATA1	DATA2	DATA3	DATA4	DATA5	DATA6
DATA 0 (1 Byte) : 프레임 시작을 나타내는 값(STX, 0x02)						
DATA 1 (1 Byte) : DATA 1 이후에 들어올 DATA개수(0x09)						
DATA 2 (2 Byte) : 상태순서 (0x0000 ~ 0xFFFF)						
DATA 3 (1 Byte) : 전송 CHANNEL(0x00 : CHANNEL ALL, 0x01 : CHANNEL 1, 0x02 : CHANNEL 2)						
DATA 4 (2 Byte) : 출력 파형 생성 변수 출력 전압 (V : 0x0000 ~ 0x0FFF)						
DATA 5 (2 Byte) : 출력 파형 생성 변수 지속 시간 (T : 0x0032 ~ 0xFFFF)						
DATA 6 (2 Byte) : 프레임 오류 검출 코드, DATA 1 부터 DATA 5까지의 CRC16값 (0x0000 ~ 0xFFFF)						

2-3 프레임 전송 방법

프레임 전송 방법에서는 PC와 NSWG와의 프레임 전송 순서를 정의한다. 통신은 PC의 명령 프레임 'T'에 의해 전송이 시작되며, 명령프레임 'S'에 의해 전송이 종료된다. 표 5는 프레임 전송 방법에 대한 순차적인 방법을 나타낸다.

표 5. 프레임 전송 방법

번호	PC	전송 방향	PNS
0	명령 'T' frame 전송	---->	
1	GOTO 0	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 3	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
2			파형 출력 정지
3	명령 'N' frame 전송	---->	
4	GOTO 3	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 6	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
5			1주기당 상태 개수 저장
6	명령 'K' frame 전송	---->	
7	GOTO 6	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 9	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
8			주기 반복 회수 저장
9	상태 1 data frame 전송	---->	
10	GOTO 9	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 12	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
11			상태 1 : 출력 파형 생성 변수 저장
12	상태 2 data frame 전송	---->	
13	GOTO 12	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 15	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
14			상태 2 : 출력 파형 생성 변수 저장
15	.	.	.
	.	.	.
	.	.	.
16	상태 n data frame 전송	---->	
17	GOTO 16	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 19	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
18			상태 n : 출력 파형 생성 변수 저장
19	명령 'S' frame 전송	--->	
20	GOTO 19	<---	NAK(0x06), 전송순서(프레임 오류 검출)
	GOTO 22	<---	ACK(0x06), 전송순서(프레임 오류 미 검출)
21			파형 출력
22	전송 끝		통신 대기

NSWG는 입력된 프레임에 오류가 발생하면 NAK과 프레임의 전송순서를 PC로 출력하여 오류가 발생한 프레임의 재전송을 요구한다. 오류가 발생하지 않은 경우에는 ACK과 전송순서를 PC로 출력하여 다음 프레임의 전송을 요청한다.

프레임 전송 방법에서는 PC와 NSWG와의 프레임 전송 순서를 정의한다. 통신은 PC의 명령 프레임 'T'에 의해 전송이 시작되며, 명령프레임 'S'에 의해 전송이 종료된다. 표 5는 프레임 전송 방법에 대한 순차적인 방법을 나타낸다.

NSWG는 입력된 프레임에 오류가 발생하면 NAK과 프레임의 전송순서를 PC로 출력하여 오류가 발생한 프레임의 재전송을 요구한다. 오류가 발생하지 않은 경우에는 ACK과 전송순서를 PC로 출력하여 다음 프레임의 전송을 요청한다.

2-4. 신경자극 파형 발생기의 디지털단 구성

신경자극 파형 발생기 디지털단의 구성은 One-Chip Microprocessor부, D/A Converter부로 구성되어있다. One-Chip Microprocessor부는 인텔사의 One-Chip Microprocessor인 I80196KC(16Mhz)를 사용하였다. D/A Converter부는 Analog Device사의 12bit D/A Converter 인 AD667을 사용하여 아날로그 파형을 출력하였다.

2-5. NSWG의 소프트웨어

NSWG의 소프트웨어는 PC의 데이터를 전송 받을 수 있는 통신 처리부, 파형 전처리부, 그리고 파형 발생부로 구성된다. 여기서 통신 처리부는 180196KC의 내부에 위치한 비동기 직렬통신 장치를 이용하여 앞에서 정의한 통신 규약에 의하여 PC에서 출력된 신경자극 패턴의 생성 변수들을 전송 받는 기능을 담당하며, 파형 전처리부는 통신 처리부에서 입력한 상태변수들을 파형 발생부에서 처리 가능한 형식으로 변환하는 기능을 담당하고, 파형 발생부는 180196KC HSO(High Speed Output)의 기능중 소프트웨어 타이머를 이용하여 상태의 지속시간(T)만큼 출력전압(V)을 D/A 변환기로 출력하는 역할을 수행한다.

IV. 실험 결과 및 고찰

본 연구에서 제작된 NSWG의 성능을 분석하기 위하여 II장에서 제시된 신경자극 패턴을 사용하여 두 가지 경우에 대한 실험을 수행하였다. 첫 번째 실험은 임상에서 진단 및 치료에 널리 사용되고 있는 4 가지의 고정 신경자극 패턴을 발생하게 하였으며, 두 번째 실험은 사용자가 원하는 임의의 신경자극 패턴을 발생하게 하였다. 각 실험에 대한 결과는 그림 4, 그림 5, 그리고 그림 6과 같다.

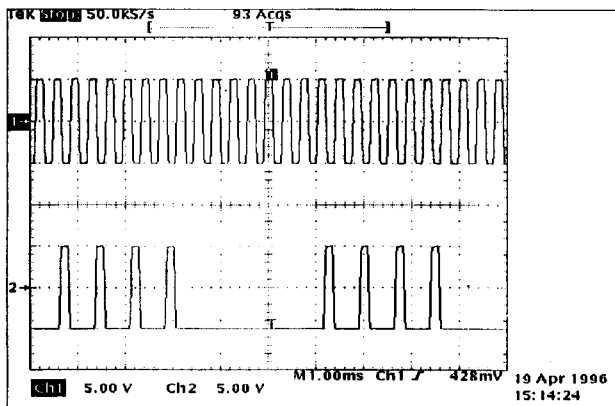


Fig. 4. The waveform generating image of NSWG in oscilloscope (channel 1 : single twitch stimulation, channel 2 : train-of-four stimulation)

그림 4는 채널 1에는 단순연속자극을, 채널 2에는 사연속자극을 발생할 수 있겠끔 사용자가 설계한 경우에 대한 NSWG 출력단의 출력파형을 나타낸 것이다. 채널 1의 경우는 파형 폭이 200[μ s]이고 무한 구형파 파형을 발생시킨 경우이며, 채널 2는 채널 1과 같은 파형 폭을 가지며, 주기는 6msec 이다.

그림 5는 채널 1에는 강직성자극을, 채널 2에는 DBS 자극을 발생할 수 있겠끔 사용자가 설계한 경우에 대한 NSWG 출력단의 출력파형을 나타낸 것이다. 이 그림은 파형 폭이 200[μ s]이며 무한 구형파 파형을 발생시킨 경우이다. 채널 1의 주기는 6msec 이며, 채널 2의 주기는 같은 파형 폭을 가지며, 주기는 3msec 이다.

그림 6은 채널 1에는 biphasic positive 자극형태를, 채널 2에는 사인파형태의 파형이 발생할 수 있겠끔 사용자가 설계한 경우에 대한 NSWG 출력단의 출력파형을 나타낸 것이다. 채널 1의 경우는 사용자가 파형 폭이

200[μ s]이고 주기가 6msec인 양극성 파형이며, 채널 2의 경우는 파형 폭이 200[μ s]이고 주기가 6msec인 사인파 형태의 자극을 나타낸 것이다.

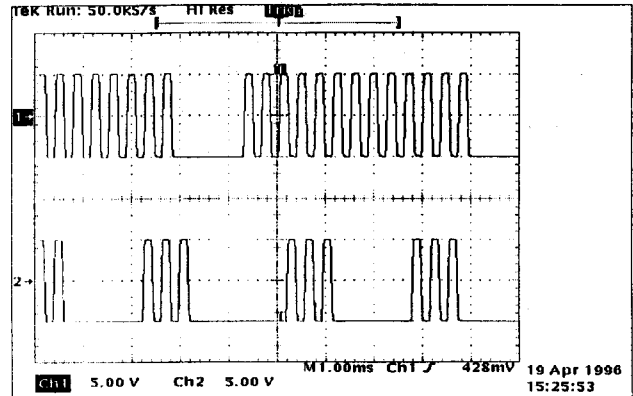


Fig. 5. The waveform generating image of NSWG in oscilloscope (channel 1 : tetanic stimulation channel 2 : double burst stimulation)

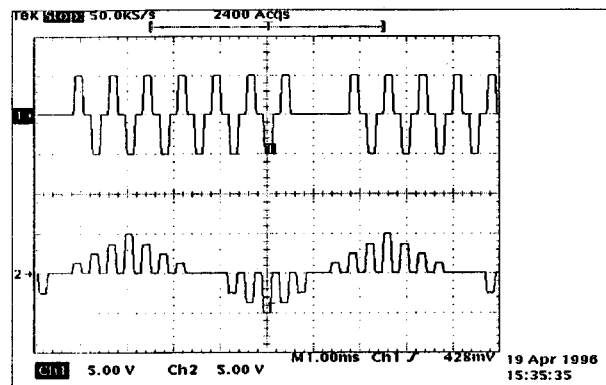


Fig. 6. The waveform generating image of NSWG in oscilloscope (channel 1 : biphasic positive stimulation, channel 2 : sinwave type stimulation)

V. 결론

본 연구에서는 프로그램 가능한 신경자극기의 개발을 위하여 디지털단(Digital Part)을 구현하였다. 구현된 디지털단은 인텔사의 80196 마이크로 프로세서를 이용한 신경자극 파형 발생기이다.

구현된 신경자극 파형 발생기는 개인용 컴퓨터에 연결하여 RS232C 통신 방식으로 신경 파형을 만든다. 실제 실험에서는 현재 임상에서 진단 및 치료에 널리 사용되고 있는 고정 신경자극 패턴인 4 가지 형태의 신경자극 패턴(단순연속자극, 사연속자극, 강직성자극, DBS자극)을 만들어 낼 수 있었다. 또한 사용자가 자신의 연구 목적에 맞는 임의의 신경자극 파형을 만들어 낼 수 있었다.

본 연구는 프로그램 가능한 신경자극기 개발을 진행하는 중에 신경자극 파형 발생을 위한 디지털단을 제작한 것으로 나머지 아날로그단과 파형 추출 및 모니터링 부분의 개발이 현재 진행중이다.

Reference

1. R.D. Bunag and E. Riley, "Chronic Hypothalamic stimulation," *Hypertension*, vol. 1, pp 498 - 506, 1979
2. B. Folkow and E. Rubinstein, "Cardiovascular effects of acute and chronic stimulations of the hypothalamic defence area in the rat," *Acta Physiol. Scand.*, vol. 68, pp. 48 - 57, 1966.
3. R.D. Bunag, E. Riley, and M. Montello, "Sustained pressor responsiveness to prolonged hypothalamic stimulation in awake rats," *Amer. J. Physiol.*, vol. 321, no.6, pp. 1708 - 1715, 1976.
4. S.F. Vatner, D. Franklin, R.L. Van Citters, and E. Braunwald, "Effects of carotid sinus nerve stimulation on blood flow distribution in conscious dogs at rest and during exercise," *Circ. Res.*, vol. 27, pp. 495 - 503, 1970.
5. K.A. Caczmarek, J.G. Webster, P. Bachy-Rita and W.J. Tompkins. "Electrotactile and virotactile display for sensory substitution," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 1 - 16, Jan. 1991.
6. A.Y.J. Szeto and F. Saunders., "Electrocutaneous stimulation for sensory communication in rehabilitation engineering," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME - 29, pp. 300 - 308, 1982.
7. P. Bachy-Rita. "Brain Mechanisms in Sensory Substitution. New York : Academic. 1972.
8. C.C. Collins. "On mobility aids for the blind." in *Electronic Spatial Sensing for the Blind*. D.H. Warren and E.R. Strelow, Eds. Dordrecht. The Netherlands : Martinus Nijhoff. 1985. pp. 1325 - 1342. 1984.
9. C.M. Reed, N.I. Durlach, and L.D. Bradia, "Research on tactile communication of speech : A review." *AHSA Monographs*, vol. 20, pp. 1 - 23, 1982.
10. C.E. Sherrick. "Basic and applied research on tactile aids for deaf people : Progress and prospects," *J. Acoustic Soc. Amer.* vol. 75, pp. 1325 - 1342. 1984.
11. A.Y.J. Szeto and K.M. Christensen. "Technological devices for deaf-blind children : Needs and potential impact." *IEEE Eng. Med. Bio. Mag.*, vol. 7, no. 3, pp. 25 - 29, 1988.
12. C.C. Collins and J.M.J. Madey, "Tactile sensory replacement." in *Proc. San Diego Biomed. Symp.*, vol. 13, pp. 15 - 26, 1974.
13. C.A. Phillips. "Sensory feedback control of upper and Lower-extremity motor prostheses." *CRC Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 16, pp. 105 - 140, 1988.
14. R.R. Riso. "Sensory augmentation for enhanced control of FNS systems." in *Ergonomics in Rehabilitation*. A. Mital, Ed. New York : Taylor and Francis, 1988, pp. 23 - 271.
15. F. A. Saunders. "Information transmission across the skin : High resolution tactile sensory aids for the deaf and blind." *Intern. J. Neurosci.* vol. 19, pp. 21 - 28, 1983.
16. A.Y.J. Szeto and R.R. Riso. "Sensory feedback using electrical stimulation of the tactile sense." in *Rehabilitation Engineering*. R.V. Smith and J.H. Leslie, Jr., Eds. Boca Raton, FL : CRC Press, 1990. pp. 29 - 78
17. F.A. Saunders. "Electrocutaneous displays." in *Proc. Conf. Cutaneous Commun. Syst. Devices*. pp. 20 - 26, 1973.
18. A. Livnat, R. P. Johsom, and J. E. Zehr, "Programmable Miniature Backpack Stimulator for Chronic Biomedical Studies" *IEEE Trans. on Biomedical Engr.*, Vol. BME-28, No.4, pp. 359-362, April 1981.
19. Andrew D. MC Clellan "Feedback Provides Stable Bath Ground for Intracellular Recording and Stimulation" *IEEE Trans. on Biomedical Engr.*, Vol. BME-28, No.4, pp. 362-364, April 1981.
20. Kurt A. Kaczmarek, Kevin M. Karmer, John G. Webster, and Robert G. Radwin, "A 16-Channel 8-Parameter Waveform Electrotactile Stimulation System" *IEEE Trans. on Biomedical Engr.*, Vol. 38, NO. 10, pp. 933-943, Oct. 1991.
21. 이우선, 이상우, "80c196kc 구조 * 응용" Ohm사
22. "MULTIFUNCTION SOLID-STATE SQUAREWAVE STIMULATOR" GRASS INSTRUMENT COMPANY, SERVICE MANUAL.