

전신마비환자의 운동조절 및 재활을 위한
SSVEP기반의 BMI로 제어되는
기능적 전기자극에 관한 연구

연세대학교 대학원
의 공 학 과
손 량 희

전신마비환자의 운동조절 및 재활을 위한
SSVEP기반의 BMI로 제어되는
기능적 전기자극에 관한 연구

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2010년 6월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

손 량 회

손량희의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 金 榮 浩 
심사위원 이 영 희 
심사위원 이 창 환 

연세대학교 대학원

2010년 6월 일

감사의 글

이렇게 많이 부족한 제가 논문을 마칠 수 있었던 것은 많은 분들의 도움이 있었기 때문입니다. 본 논문이 나오기까지 부족한 제자를 위해 학문적으로 많은 지도와 관심을 가져주시고 인격적으로 바른 길로 이끌어 주신 저의 지도교수님이신 김영호 교수님께 진심으로 감사드립니다. 또한 논문의 검토과정에서 많은 지도와 편달을 아끼지 않으신 이영희 교수님과 임창환 교수님께도 감사드립니다. 학부와 대학원과정동안 학업을 통해 많은 가르침을 주셨던 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 신태민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이상우 교수님, 윤대성 교수님, 서종범 교수님, 이용흠 교수님, 강릉원주대학 송성재 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 또한, 인자하고 온화하신 성품으로 마음이 흔들릴 때마다 늘 도움을 주신 서울대학교 박광석 교수님 진심으로 감사드립니다.

석사과정을 마무리 하면서 지난 대학원 생활을 돌아보며 매일 가족처럼 지내면서 기쁠 때 같이 기뻐해주고 힘들 때 옆에서 힘이 되어준 생체역학 및 재활공학 연구실 식구들에게 고마움을 전하고 싶습니다. 연구실의 큰 형님이신 류기홍 선배님, 태기식 선배님, 이진복 선배님, 멀리서 늘 힘이 되어 주시는 강성재 선배님, 정 많은 희석이형, 좋은 영향력을 준 선홍이형, 언제나 격려의 지원사격을 아낌없이 해준 연구실 선배이자 친구인 성재와 선우, 피곤한 천재 정윤, 감정의 기복이 있을 때마다 늘 힘이 되어준 지혜로운 종상이, 듄직한 제성이형, 측은지심 유발자 정주, 성실한 희영이, 열정 많고 예쁜 민현이, 배려심 많은 진섭이, 막내 동엽이, 논문이 나오기까지 여러 가지 면에서 큰 도움을 준 생체전자기 및 신경영상 연구실 한정이, 의용컴퓨터시스템 연구실 재원이에게 진심으로 고맙고 감사한다는 말을 전하고 싶습니다. 그리고 대학원 농구 소모임을 함께하며 정든 인철이형, 태균이형, 균정이형, 연식이, 명현이, 상오, 동희, 동연이, 현석이, 휘현이, 도원이, 현철이, 운모, 민용이, 범준이에게도 짧게나마 감사의 말씀을 드립니다. 모두들 걱정해주신 덕분에 졸업 논문이 무사히 마무리가 되었습니다.

대학 시절에 발명 및 창업 동아리 활동을 하면서 동고동락했던 경민이 형, 정수 형, 상민이, 경덕이, 경태, 성일이, 경호, 창환이, 지민이, 혜린이, 원준이 많은 격려를 해준 모두에게 감사함을 전하며 모두의 앞날에 영광이 있기를 바랍니다.

그리고 처음 의공학을 접하며 새로운 인생의 연결고리가 되어 준 생체계측신기술연구센터 식구들에게 고마움을 전합니다. 좁은 시야를 열어 다시 공부를 시작할 수 있도록 격려해 주시고 부족한 동생을 위해 마음을 두시고 항상 챙겨준 진우형, 두려워 할 때마다 담담하게 용기를 준 종민이형, 인격과 지혜를 모두 갖춘 지영준 박사님, 임용규 박사님, 보름이형, 임윤경 박사님, 주만이형, 기환이형, 인범이형, 병훈이형, 오정수형, 김정수형, 종희형, 민재형, 소현이, 철수형, 보선이형, 주완이형, 재혁이, 승민이, 윤성이형, 햇빛이, 선미, 힘겨울 때마다 감동의 응원을 안겨준 영원한 동맹자 기성이, 고근이, 감직발랄 효선이, 이제는 범할 수 없는 존재 현재, 순수천재 범오, 그리고 모든 시작을 도와준 명석이형 모든 분들께 다시 한번 감사드립니다.

"삶이 안정되면..."이란 핑계로 늘 소홀했던 선후배 친구들 세주형, 미정 누나, 희현이, 수영이, 현진이, 상우, 난희, 남선이, 경옥이, 재은이, 은지에게 고맙다는 말을 전하고 싶습니다. 그리고 기도로 응원해준 삼일교회 가족 나라누나, 진아누나, 은기 누나, 지연이, 선미, 주민이, 병관이, 수정이, 독수리 5형제 한신이 형, 홍우, 유진이, 은영이, 한나 이외에도 저와 좋은 인연으로 닿았던 모든 분들께 행복이 가득하기를 바라며 진심으로 감사를 드리고 싶습니다.

끝으로 이 못난 아들을 믿고 언제나 기도로 지켜주시는 부모님과 멋진 형이 되도록 늘 노력할 수 있게 도와주고 힘을 주는 하나뿐인 자랑스러운 동생 승현이에게 너무나 감사하고 사랑한다는 말을 전하고 싶습니다.

**나의 평생에 선하심과 인자하심이 정녕 나를 따르리니 내가 여호와의 집에
영원히 거하리로다 - 시편 23:6**

2010년 5월
손 랑 희 드림

차 례

그림 차례	iv
표 차례	vi
국문 요약	vii
제1장 서 론	1
제2장 방 법	4
2.1 실험 대상	4
2.2 실험 환경	5
2.3 신경의 신호 전달	6
2.4 신경계의 구조	7
2.4.1 중추신경계: 뇌	7
2.4.2 중추신경계: 척수	8
2.4.3 시각의 신경 경로	9
2.5 신경과 근육생리	9
2.5.1 근육 수축의 기전	10
2.5.2 골격근의 수축 및 근 수축 역학	10
2.6 신체운동의 조절	12
2.6.1 운동조절체계의 계층성	12
2.6.2 척수 손상	13

2.7 EEG의 발생과 종류	14
2.8 SSVEP의 연구배경	15
2.8.1 SSVEP	15
2.8.2 반복 시각자극	18
2.8.3 SSVEP 문헌 조사 및 표준	19
2.9 전기자극을 이용한 재활치료	22
2.9.1 기능적 전기자극	22
2.9.2 FES의 재활치료 활용	23
2.10 시스템 구성	24
2.10.1 시각자극 프로그램 및 시스템 구성	24
2.10.2 실시간 EEG 계측 및 데이터 처리	26
2.10.3 신호 처리	27
2.10.4 Bluetooth를 이용한 무선 통신 구성 및 FES 제어	29
2.10.5 관절각도 측정	34
제3장 결 과	38
3.1 RVS 동기시 EEG 신호 및 파워 스펙트럼 분석	34
3.3 7Hz RVS 동기시 FES에 따른 관절 움직임 유도	44
3.3 9Hz RVS 동기시 FES에 따른 관절 움직임 유도	46
3.3 12Hz RVS 동기시 FES에 따른 관절 움직임 유도	48
3.3 피실험자의 주파수 반응률	50

제4장 고 찰	51
제5장 결 론	53
참고 문헌	55
영문 초록	58

그림 차례

그림 2.1	시스템 흐름도	5
그림 2.2	뉴런의 그림 모식도	6
그림 2.3	측면에서 본 뇌의 분류	7
그림 2.4	척수의 절개면	8
그림 2.5	시각의 신경경로	9
그림 2.6	근육의 수축과정	11
그림 2.7	신경계의 개념적 체계	12
그림 2.8	척수손상에 따른 마비 범위	13
그림 2.9	자극 주파수의 작용에서 평균 SSVEP의 진폭	15
그림 2.10	SSVEP의 진폭의 주의 관련 지형 배포 및 대뇌 피질 소스	16
그림 2.11	비침습적 BCIs의 세 가지 주요 유형에 대한 일반적인 교육 시간 대 통신 비트 전송률	17
그림 2.12	반복 시각자극	18
그림 2.13	전기자극에 따른 섬유조직 활성화	22
그림 2.14	FES 시스템	23
그림 2.15	시각자극 프로그램 및 시스템 구성	25
그림 2.16	EEG 계측용 전극 배치	26
그림 2.17	데이터 중복 한도	28
그림 2.18	골격근 조직의 해부학	30
그림 2.19	원격 FES 시스템	31

그림 2.20 Bluetooth 송신 모듈	32
그림 2.21 USB형 Bluetooth 수신 모듈	33
그림 2.22 전기측각기	34
그림 2.23 전압 대 각도 선형 방정식	35
그림 2.24 전기측각기를 이용한 손목 관절 각도 측정	36
그림 2.25 전기측각기를 이용한 발목 관절 각도 측정	37
그림 3.1 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 뇌전도 신호	38
그림 3.2 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호	39
그림 3.3 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 뇌전도 신호	40
그림 3.4 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호	41
그림 3.5 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 뇌전도 신호	42
그림 3.6 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호	43
그림 3.7 7Hz RVS 동기화 시 손목 관절 운동	45
그림 3.8 9Hz RVS 동기화 시 손목 관절 운동	47
그림 3.9 12Hz RVS 동기화 시 발목 관절 운동	49

표 차례

표 2.1	피실험군에 대한 일반적 정보	4
표 2.2	EEG의 주파수 영역	14
표 2.3	빛 자극의 특징	19
표 2.4	단일 그래픽 자극의 특징	20
표 2.5	패턴 반전 자극의 특징	21
표 2.6	EEG 신호 분석	28
표 2.7	RS-232 시리얼 포트 설정	31
표 2.8	Bluetooth 모듈 사양	32
표 2.9	USB형 Bluetooth 사양	33
표 2.10	전기촉각기 사양	34
표 3.1	주파수 반응 결과	50

국 문 요 약

전신마비환자의 운동조절 및 재활을 위한 SSVEP기반의 BMI로 제어되는 기능적 전기자극에 관한 연구

뇌-기계 인터페이스(Brain Machine Interface, BMI)는 뇌와 기계 장치를 접속하여 그 신체의 일환으로 기계 장치를 제어하는 것을 말한다. 이 기술은 신경재활 기구인 신정보철(neuroprosthetics)과 같은 보조기술(assistive technology)에 활용 가능하다. BMI의 목적은 감각 및 운동 기관이 손상된 사람들의 뇌를 이용하여 인공 장치를 제어하고 장치를 통해 잃었던 능력을 복원하는 것이다.

기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)에 의한 전기치료는 기능이 손상된 신체부위에 낮은 전류를 가하여 기능 증진 및 회복을 유도하는 방법으로, 재활분야에서 널리 이용되어 왔다. 안정상태 시각유발전위(steady state visually evoked potentials, SSVEP)는 BMI 기술에 사용되는 방법 중의 하나로 특정 주파수를 가진 시각자극에 대한 자연반응 신호이며 3.5Hz에서 75Hz의 주파수 범위를 갖는 시각자극과 같은 주파수로 뇌의 후두엽 영역에서 전기적 활동을 발생시킨다.

본 연구에서는 척수손상으로 인한 마비환자들이 능동적인 재활훈련을 할 수 있도록 SSVEP를 기반으로 하여 원격으로 제어하는 FES 재활훈련 시스템을 개발하였고 상하지 관절운동 유도에 적용하였다. 반복 시각자극(Repetitive visual stimulus, RVS)을 위해 체스 무늬 2개를 특정 주파수로 깜박이도록 하는 윈도우 프로그램을 C#을 이용하여 개발하였다. 뇌전도 계측을 위해 6개의 전극을 국제 10-20 전극 배치법에 따라 피실험자 두피의 PO_z, PO₃, PO₄, O_z, O₁, O₂에 부착하였고, 기준 전극은 A₁, A₂에 부착하였다. 뇌전도(electroencephalogram, EEG) 신호는 BIOPAC Systems(MP150, EEG100C, USA)을 이용하여 256Hz 표본 추출 비율

(sampling rate)로 계측하였다. 획득된 EEG 신호는 실시간으로 국소 푸리에 변환(short time fourier transform, STFT)을 통한 주파수계열(frequency series) 파워스펙트럼(power spectrum) 평가 방법을 적용하여 주파수 분석을 하였다. 이 분석을 바탕으로 FES 시스템을 제어하였으며, FES 시스템 제어 신호는 디지털화되어 개인용 컴퓨터(personal computer, PC)에서 FES를 제어하는 마이크로컨트롤 유닛(micro control unit, MCU, MSP430, USA)으로 블루투스(Bluetooth) 통신을 이용하여 원격으로 전송되었다. 피실험자가 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz로 깜박이는 RVS 중 한 표적에 초점을 두었을 때 의도를 파악하여 Bluetooth 통신을 통해 원격으로 FES 시스템을 제어하여 손가락의 2~5번째 끝마디뼈의 굽힘 작용을 하는 심지굴근(flexor digitorum profundus)과 손목의 펴, 벌림 작용을 하는 장요측수근신근(extensor carpi radialis longus)의 운동점(motor point) 그리고 발목의 굽힘 작용을 하는 전경골근(tibialis anterior)의 운동점 (motor point)에 전기자극을 가하여 손목의 굽힘과 펴 운동과 및 발목의 굽힘 운동을 수행하였으며, FES 시스템의 전류제어 범위는 10~20mA, 주파수폭은 200us, 치료주파수 10~20Hz의 범위로 설정하였다.

본 연구를 통해 SSVEP를 이용한 BMI기술 기반의 재활훈련 시스템을 개발하였다. SSVEP를 이용하여 원격으로 FES 시스템을 제어하여 정상인 실험 참가자들의 상하지 근육 수축을 통해 손목의 굴곡(flexion), 신전(extension) 운동과 발목의 발목굽힘(dorsiflexion) 운동을 성공적으로 유도할 수 있었다.

핵심 되는 말 : 뇌-기계 인터페이스, 안정상태 시각유발전위, 기능적 전기자극,
보조 기술

제 1 장 서 론

재활의 가장 우선적인 목적은 다양한 운동능력 및 감각기관의 손상을 파악하고 물리적, 정신적 회복과 사회 활동으로의 복귀 및 삶의 질 향상에 있다.

재활 치료에는 약리학적 방법부터 물리적 운동까지 다양한 치료 방법이 있지만, 본 논문에서는 최근 활발히 연구가 진행되고 있는 신경망 인터페이스 기술 또는 신경보철학(neuroprosthetics)으로 불리는 신경신호의 전기적 또는 전자기를 이용한 직접적인 상호작용 기술을 활용한 뇌-컴퓨터(기계) 인터페이스(brain computer(machine) interface, BCI or BMI, 이후 본문에서는 BMI) 기반의 재활훈련 시스템에 중점을 두고자 한다.

척수손상(spinal cord injury, SCI)은 기본적으로 침범 부위에 따라 흉추 이하 손상에 의한 하지마비(paraplegia)와 경추 손상에 의한 사지마비(tetraplegia)로 나눌 수 있다. 척수손상 부위를 결정하는 기준은 마지막 정상 신경절 부위를 기준으로 하는데 미국 척수손상 학회(american spinal injury association, ASIA)에서 제시한 ‘척수 손상의 신경학적 및 기능적 분류의 국제 기준’에서는 감각과 운동 기능의 정도에 따라 완전손상 A부터 불완전손상 B, C, D 그리고 운동과 감각 기능 정상 E까지 다섯 단계로 구분한다. 척수손상 환자는 신경계의 합병증으로 경직현상이 있는데 이는 마비된 사지의 근육들에 자신의 의지로 조절이 안 되는 뻣뻣한 힘이 들어가는 것으로 근위축의 감소, 혈액순환 유지, 뼈의 약화 방지, 기립 및 보행시 하지의 안전성 등 장점이 있지만, 통증, 욕창의 유발, 관절운동 범위 제한과 구축, 일상 생활동작 방해의 단점이 있다. 따라서 적당하게 경직이 있는 경우 유지하는 것이 좋지만 일상생활에 지장을 초래하는 심한 경직의 경우 자극의 제거, 적절한 자세 및 관절운동, 냉치료, 전기자극 치료, 반사억제운동 등의 물리치료, 약물치료, 신경차단주사, 수술 등의 치료가 필요하다[1]. 불완전 손상 환자의 경우 임상양상에 따라 몇 가지 임상 증후군으로 분류되는데 상지 근력 저하가 하지보다 뚜렷하고 주로 경추 손상에서 나타난다. 상지 기능 손상은 사회활동 능력을 저하시키고 일상생활에 제한을 가져오게 된다. 따라서 기능회복을 위한 치료는 중요하게

여겨지며 다양한 방법으로 제시되고 있다. 물리치료를 이용한 재활치료 시 관절 구축 예방을 위해 견관절 외전(shoulder abduction)과 고관절 신전(hip extension), 족관절 중립위(ankle neutral position)를 유지하도록 적절한 자세를 취하고, 관절 운동과 근육 신장 운동이 필요하지만, 동작에 제한이 있는 환자들은 이러한 재활 훈련이 물리치료사나 작업치료사들에 의해 수동적으로 이루어지고 있다.

Herbold J 등은 자기 의지가 들어간 재활훈련이 재활훈련 효과를 높인다고 보고하였다[2]. 때문에, 재활훈련 효과의 극대화를 위해 환자의 능동적인 재활훈련이 요구되지만 사지마비로 관절운동에 대한 의지 전달이 어려운 환자들에게 쉽지 않은 일이다. 이러한 요구로 환자의 의도를 파악하여 능동적인 관절운동 및 근육 운동이 가능하도록 센서 및 생체신호를 활용한 연구가 활발히 진행되고 있다.

이 중 뇌전도(electroencephalograph, EEG)등 뇌신경계로부터의 신호를 측정, 분석하여 컴퓨터 또는 외부기기를 제어하거나 사용자의 의사, 의도를 외부에 전달하기 위한 기술인 BMI 기술은 1970년대 시작된 이후 많은 응용분야에 적용되고 있으며, 현재 근위축성측삭경화증(amyotrophic lateral sclerosis, ALS, 루게릭병), 뇌줄기졸중(brainstem stroke), 척수 손상, 뇌성마비 등의, 선천적 또는 후천적 요인들로 인하여 뇌와 근육 사이의 신경 연결성이 끊어진 화자들이 외부와 소통할 수 있는 인터페이스를 제공할 수 있다는 점에서 매우 큰 사회적, 경제적 파급효과를 창출할 것으로 기대되고 있으며[3], 재활의학 분야에서 활발한 연구들이 진행되고 있다[4, 5].

특히, 말초신경계의 자극 또는 억제를 통해 중추신경계의 변화를 가져오는 일반적인 치료와는 다르게 특정 움직임이나 작업을 상상하는 훈련인 움직임 상상 훈련(motor imagery training, MIT)은 중추신경계의 능동적인 활동을 유발시킨다는데 그 의의가 있으며 이전의 연구에서 환자의 운동 기능 향상[6]과 대뇌 피질의 가소성에 의미 있는 변화가 관찰 되었다[7]. 하지만 움직임 상상 훈련은 환자에게 적용하기까지 훈련 기간이 길고 신뢰성이 떨어진다는 단점을 가진다. 이러한 단점을 보완하는 뇌 반응 훈련을 위해 본 연구에서는 시각정보를 활용한 안정상태 시각유발전위(steady state visually evoked potentials, SSVEP)를 이용한 훈련시간이 짧고 통신 비트 전송률이 높은 관절 움직임 유도를 제안하였다. 뇌의 후두엽

(occipital lobe)에서는 시각피질이라고 하는 시각중추가 있으며 눈으로 들어온 시각정보가 시각피질에 도착하면 사물의 위치, 모양, 운동 상태를 분석한다. SSVEP는 특정 주파수를 가진 시각자극에 대한 자연반응 신호이며 3.5Hz에서 75Hz의 주파수 범위를 갖는 시각자극과 같은 주파수로 뇌의 후두엽 영역에서 전기적 활동을 발생시킨다[8]. 이때 발생한 주파수 신호를 이용하여 사용자의 의사, 의도를 파악하고 응용 시스템 제어가 가능하다.

전기자극 치료는 중추신경손상으로 신경계 장애로 인한 사지마비 환자에게 주로 사용하여 감각인식(sensory awareness) 증가 및 수의적 조절의 효과를 얻으며, 상지기능과 보행훈련에 적용한다. 마비된 근육의 지배신경을 전기자극으로 수동적인 근 수축을 초래하여 근 위축을 방지하고 수축력을 증가시키는 치료적 전기자극(therapeutic electrical stimulation, TES)과 전기자극에 의하여 수동적인 동작을 초래하여 독립적으로 일상생활을 가능하게 하는 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)이 널리 연구되고 있다[9, 10].

본 연구에서는 척수손상으로 인한 전신마비 환자들이 능동적인 재활훈련을 통해 기능회복 극대화를 얻을 수 있도록 SSVEP를 기반으로 하여 원격으로 제어하는 FES 재활훈련 시스템을 개발 하였으며, 자기 의지에 따른 뇌 반응 기반의 FES 치료를 통한 말초신경계 훈련이 가능하도록 상하지 관절운동에 적용하였다.

제 2 장 방 법

2.1 실험 대상

본 연구를 위해 신경계 및 근골격계 질환 그리고 뇌 질환 경험이 없는 건강한 성인 남성 10명을 피실험군으로 선정하였으며(표 2.1), 피실험군은 모두 실험에 동의하였다.

표 2.1 피실험군에 대한 일반적 정보 (N=10)

		평균 $\pm$ 표준편차	분포 범위		
나이	(세)	26.1 $\pm$ 1.9	25	~	31
몸무게	(kg)	70.0 $\pm$ 7.1	59.1	~	80.7
키	(cm)	174.6 $\pm$ 8.5	164.0	~	189.8

2.2 실험 환경

피실험자의 시각자극 유도를 위해 C# 프로그램을 이용하여 3~75Hz의 주파수 범위에서 선택한 주파수로 깜박이는 체스 무늬를 좌우로 배치한 윈도우 프로그램을 개발하였으며, 피실험자의 1m 앞에 모니터를 위치시키고 실험을 진행하였다. EEG 측정용 전극을 후두엽에 부착하고 EEG를 측정 하였을 때 피실험자의 EEG는 모니터에서 주시하는 체스 무늬의 깜박이는 주파수와 동기화 된 주파수 특성을 보였다. 신호처리에 의해 주파수 특성을 분석하여 피실험자가 응시하는 체스무늬를 구분할 수 있었으며, 그에 따라 응용 시스템을 제어 하는 신호를 디지털 신호로 변환하여 개인용 컴퓨터(personal computer, PC)에서 블루투스(Bluetooth) 통신을 이용해 원격으로 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES) 시스템을 제어하는 마이크로컨트롤 유닛(micro control unit, MCU, MSP430, USA)으로 전송하였다(그림 2.1).

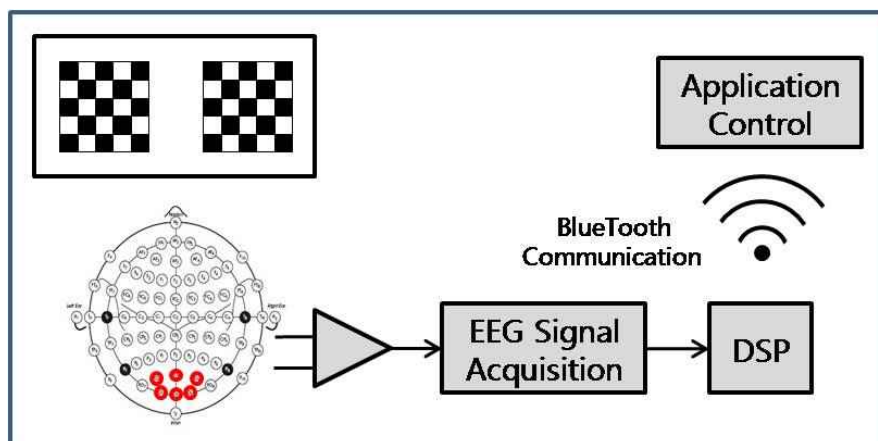


그림. 2.1 시스템 흐름도

2.3 신경의 신호전달

신경계조직의 기본구성단위인 경세포를 뉴런(Neuron)이라 한다. 뉴런은 한 개의 신경세포와 그것으로부터 나오는 여러 개의 작은 수상돌기들, 그리고 그중 한 개의 길게 뻗어 나온 축삭돌기로 되어있다(그림 2.2).

축삭(Axon)은 신경계의 전깃줄에 해당하며, 보통 신경이라고 하면 많은 신경섬유가 모여서 다발을 이룬 것을 말한다. 이렇게 인간의 신경계조직을 구성하고 있는 신경세포, 즉 뉴런은 인간 신체의 기타 세포와 근본적으로 다르지 않으나 정보 전달의 특수 기능을 갖고 있다. 따라서 뉴런에 따라 정보를 다른 뉴런에 전달하기도 하며, 내분비선에 전달하기도 한다[11].

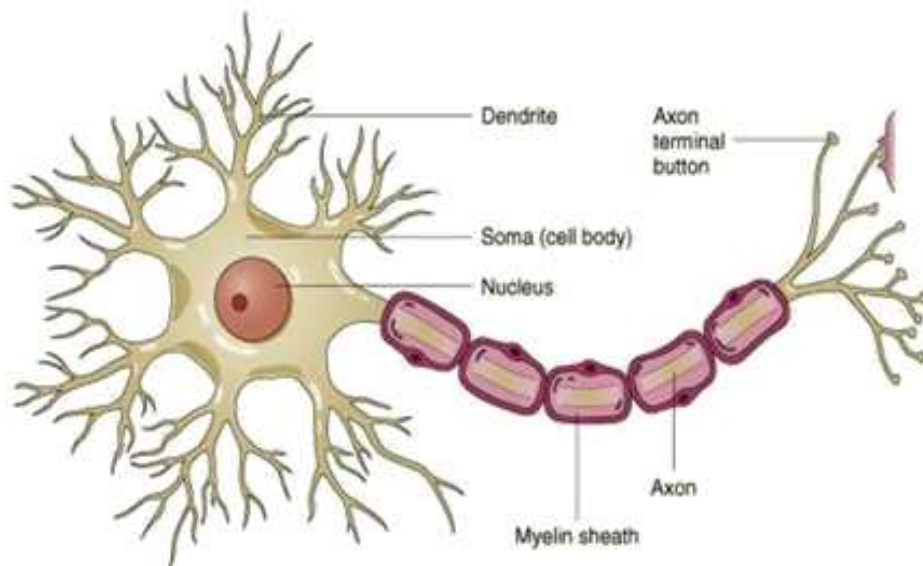


그림. 2.2 뉴런의 그림 모식도

2.4 신경계의 구조

2.4.1 중추신경계: 뇌

뇌는 수십억 개의 신경세포(neuron)로 구성되어 있으며, 사람의 모든 행동과 학습, 기억 및 사고를 조절한다. 특히 대뇌피질은 운동과 감각을 주제로 하는 운동 영역과 감각영역이 있으며, 학습, 기억, 언어행동과 사색, 판단, 창조적 정신활동이 이루어지며 회로애락, 정서, 감정 등을 주관하는 곳이다. 뇌는 크게 세 부분으로 나누어진다. 첫 번째가 가장 오래된 뇌 부분인 후뇌이며, 두 번째 부위가 소뇌와 뇌간(뇌줄기)의 윗부분인 중뇌다. 세 번째가 가장 최근에 진화된 대뇌 피질부를 포함하고 있는 전뇌부위이다. 대뇌피질(회백질)과 백질이 중뇌의 대부분을 차지하고 있으며, 대뇌피질은 대뇌의 표면에 있으며 백질을 둘러싸고 있고 전두엽(frontal), 두정엽(parietal), 후두엽(occipital), 측두엽(temporal)이라는 네 개의 엽(lobe)로 구분된다(그림 2.3). 기능적인 면에서 볼 때 대뇌피질은 뇌로 들어오는 모든 외부로부터의 정보를 분석, 판단하는 최고의 중추이다. 인간이 지닌 고도의 감각과 지각, 운동과 기술, 사고력, 상상력, 언어능력 등과, 또한 새로운 정보를 받아서 저장되어 있는 기존의 정보와 비교하고 분석한 후 판단을 해서 결정을 하거나 명령을 내리는 것도 모두 이 피질에서 이루어진다[11].

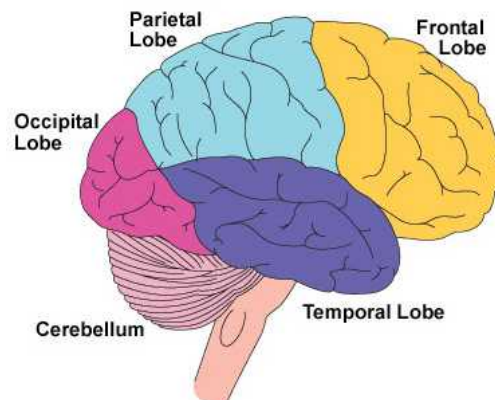


그림. 2.3 측면에서 본 뇌의 분류

2.4.2 중추신경계: 척수

척수(spinal cord)는 척주 내부에 위치하며 약 새끼손가락 정도 굵기의 부드러운 조직의 긴 원주이다. 횡단면에서 볼 때 회백질의 가운데 나비모양의 부위는 연합신경과 세포체와 구심성, 원심성 뉴런의 수상돌기, 구심성 뉴런의 수입 섬유와 신경아교세포로 구성된다. 회백질은 마이엘린성 축삭의 그룹으로 구성된 백질로 둘러져 있다. 이러한 섬유의 그룹은 뇌로부터 척수로 정보를 전달하는 몇몇 하행성과 뇌로 정보를 전달하기 위한 다른 상행성인 척수를 통해 세로로 뻗어있다(그림 2.4). 신경로는 척수의 여러 다른 단계 사이에서도 정보를 전달한다. 말초신경에서 척수로 들어가는 구심성 섬유의 그룹은 척수의 후면(등 쪽 몸체의 가장 가까운 측면)으로 후근(dorsal root)을 통해 들어간다. 후근의 작은 용기인 배근신경절(dorsal root ganglia)은 이러한 구심성 뉴런의 세포체로 이루어져 있다. 복근(ventral root)을 통한 척수의 앞쪽으로 원심성 뉴런의 축삭이 나간다. 척수로부터 단거리인, 뒤쪽과 복근은 같은 단계의 척수신경(spinal nerve)의 형태로 척수 양쪽에서 합쳐진다[11].

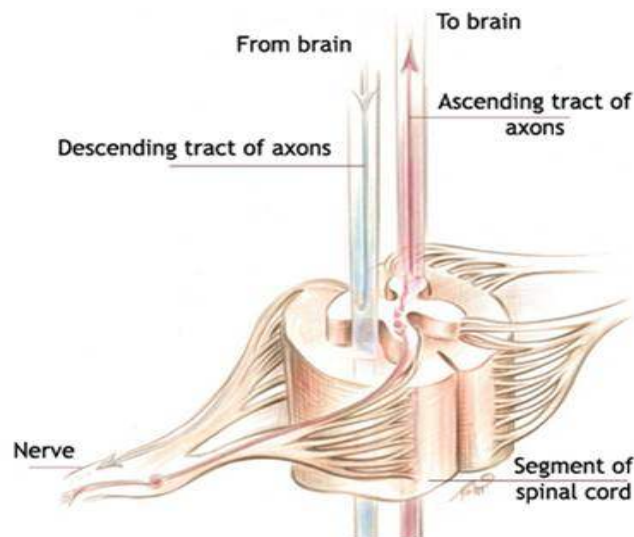


그림. 2.4 척수의 절개면

2.4.3 시각의 신경 경로

시각의 신경로는 간상세포(rod cell)와 원뿔 세포(cone cell)로부터 시작된다. 광 신호들은 광수용기가 양극 세포(bipolar cell)와 신경절 세포(ganglion cell)와 연결되어 활동전위들로 전환된다. 광수용기, 양극 세포, 신경절 세포는 망막 내에서의 가까운 영역사이에 정보를 전달하는 수평 세포(horizontal cell)와 아파크린 세포(amacrine cell)들에 의해 서로 연결된다. 이런 상호작용에 의해 신경절 세포는 색, 강도, 형태, 움직임과 같은 시각영상의 여러 특징들에 대해 차별적으로 반응할 수 있게 된다. 신경절 세포는 활동전위를 발생시키는 시각계의 최초의 세포인 반면 간상세포와 원뿔세포 그리고 다른 망막세포들은 오로지 차등전위만을 발생한다. 결과적으로 신경절 세포의 축삭은 망막으로부터 나오는 출력이며 제 2뇌신경인 시신경을 형성한다[11]. 두 개의 시신경은 뇌의 하부에서 만나 시신경교차(optic chiasm)를 만드는데 일부의 섬유들은 시로(optic tract)를 통하여 뇌의 반대편으로 건너가서 대뇌반구 양쪽에 각각의 눈으로부터의 입력정보를 제공한다(그림 2.5).

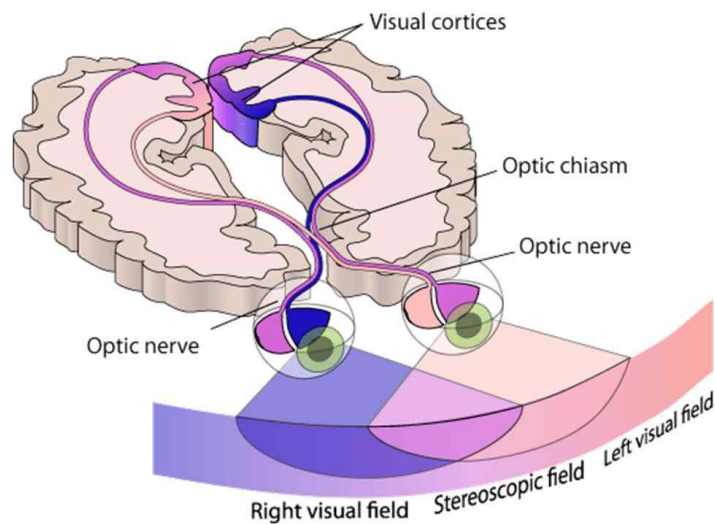


그림. 2.5 시각의 신경경로

2.5 신경과 근육생리

2.5.1 근육의 수축 기전

근육 수축은 액틴(actin)과 마이오신(myosin) 근세사(sliding)의 길이변화 없이 액틴이 근절(sarcomere)의 중심에 위치하는 마이오신 쪽으로 미끄러져 들어가면서 일어난다. 이것이 1954년에 Huxley와 Hanson이 밝힌 활주이론(sliding theory)이다.

2.5.2 골격근의 수축 및 근 수축 역학

근육섬유들에서 수축이 일어나려면 중추신경계에 위치하는 α -운동신경원의 조절을 받아야 한다. 척수의 배쪽뿌에 위치하는 운동신경원의 세포체로부터 축삭이 나와 여러 근육섬유들로 가지를 낸다. 운동단위(motor unit)는 하나의 α -운동신경원과 이것이 신경지배하는 근육섬유들로 구성된다. 근육 전체의 수축은 비동시적으로 그리고 반복적으로 활성화 되는 많은 운동단위에 의해 일어난다. 근육 수축의 크기는 활성화 되는 운동단위들의 수와 활성화 되는 빈도에 의해 결정된다(그림 2.6).

근수축의 역학적인 측면에서 살펴보면 근육의 매우 중요한 특성은 장력을 생성하여 관절을 이루는 뼈를 움직이는 것이다. 근 장력은 능동적이거나 수동적으로 생성될 수 있다. 능동적 근 장력(active tension)이란 근육의 수축성 있는 요소들에 의해 생성되는 장력을 의미한다. 근육에서의 능동적 장력은 십자교 형성에 의해 제시되고 액틴과 마이오신의 움직임에 의해 생성된다.

능동적 근 장력의 크기는 활성화 되는 운동단위들의 크기, 빈도 및 수에 의해 결정된다. 수동적 근 장력(passive tension)이란 근육의 비수축적인 요소들에 의해 생성되는 장력을 의미한다. 결합조직 요소들에서의 수동적 장력은 근육의 수동적이거나 능동적인 단축(shortening)과 신장(lengthening)에 의해 생성될 수 있다. 능동적인 근육수축을 하는 동안 전체 장력(total tension)은 수축력이 있는 요소들에 의해 생성되는 수동적 장력의 합으로 볼 수 있다. 근육에 의해 생성되는 장력의

양은 외적인 저항이나 관성이외에도 근육수축 유형과 속도, 근육의 당기는 각도, 모멘트 암(moment arm), 지렛대의 길이 등에 영향을 받는다[11].

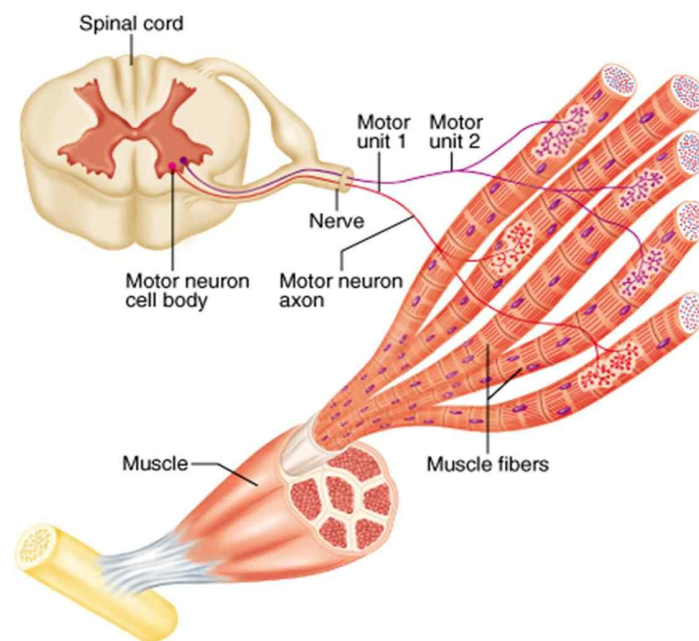


그림. 2.6 근육의 수축과정

2.6 신체운동의 조절

2.6.1 운동조절체계의 계층성

신체운동을 조절하는 신경계는 운동조절체계에서 정돈된 것이라 할 수 있다. 상위수준은 행동의 일반적인 의도를 결정한다. 중간수준은 운동프로그램을 확립하고 신체의 위치를 가리키는 감각정보를 참작하여 의도된 활동을 수행하는데 필요한 자세와 운동을 일일이 수행한다. 하위수준은 궁극적으로 어떤 운동뉴런이 활성화 될 것인지를 결정한다. 운동이 진행됨에 따라, 근육이 무엇을 하는지에 대한 정보는 운동조절중추로 되먹임 되어 프로그램을 수정하게 된다(그림 2.7). 거의 모든 행동은 의식적 및 무의식적 구성요소를 가진다[12].

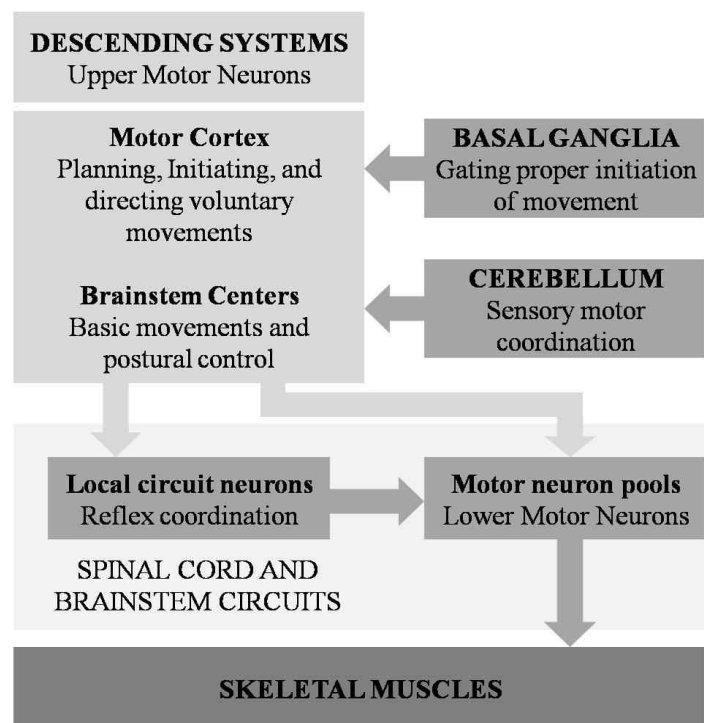


그림. 2.7 신경계의 개념적 체계

2.6.2 척수 손상

척수는 뇌와 함께 중추신경계(central nervous system, CNS)를 구성한다. 척수는 척추의 가운데로 지나가며 척수에 의해 보호되어 있는데 사고나 질병에 의해 척추가 손상이 되면서 함께 척수 손상(spinal cord injury, SCI)이 되는 경우가 있고 질병에 의해 척수가 손상되어 뇌와 신체 사이에 신경전달이 제대로 되지 못하여 손상부위 이하에서 운동신경의 마비로 움직임을 잃게 되고 감각을 소실하게 되고 자율신경에 의해 조절되는 방광과 장의 조절에 이상을 초래하게 된다. 그림 2.8과 같이 척수의 손상 정도에 따라 사지완전마비에서 하지의 부분마비 등으로 장애의 정도는 다양하며 갑작스런 신체의 장애와 환경의 변화, 사회생활의 여러 가지 제약으로 육체적으로 뿐 아니라 정신적으로도 많은 고통을 겪게 된다[12].

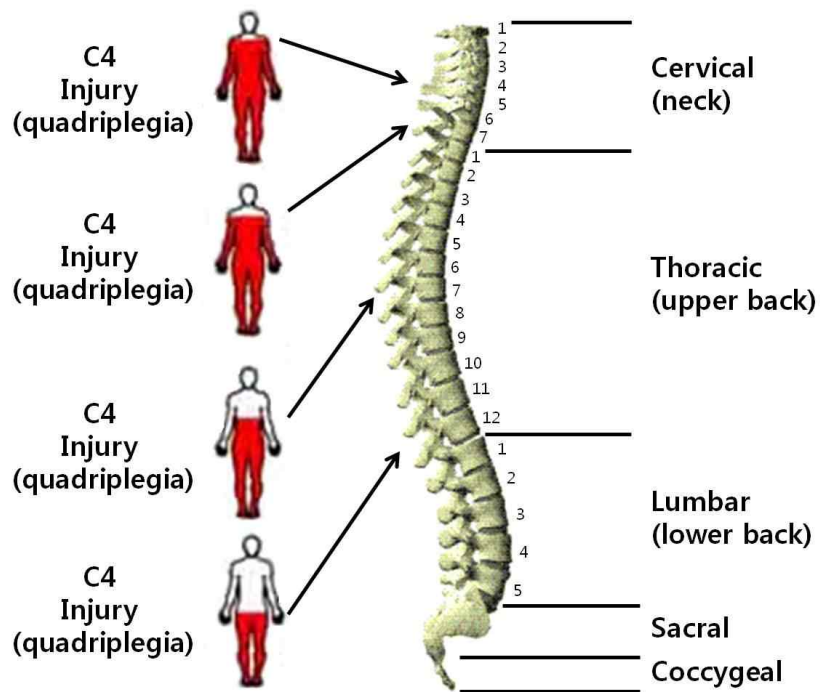
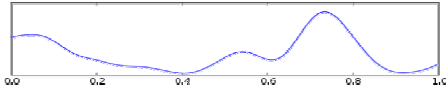
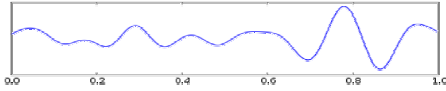
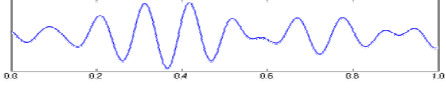
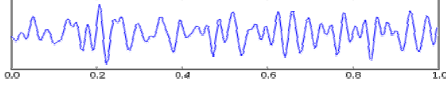
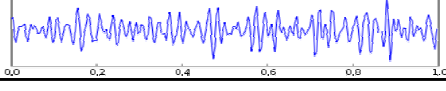


그림. 2.8 척수손상에 따른 마비 범위

2.7 EEG의 발생과 종류

EEG는 신경계에서 뇌신경 사이에 신호가 전달될 때 발생하는 전기의 흐름이며, 심신 상태에 따라 다르다. 두피 및 피질에서 전극을 붙이고 신경생리학적 측정 방법에 의해 기록된 뇌의 전기적 활동인 EEG는 뇌의 활동을 관찰하는 중요한 지표이다. EEG의 종류는 EEG를 관찰할 때 그 주파수와 진폭에 따라 분류할 수 있다(표 2.2). 인간의 뇌에서 나오는 EEG의 파장은 수면 시 발생하는 0.2~3.99Hz 영역의 델타(δ)파, 수면 상태 전 잠에 빠져들 때 통과하는 4~7.99Hz 영역의 세타(θ)파, 심신이 안정을 취하고 있을 때 발생하는 8~12.99Hz 영역의 알파(α)파, 긴장 및 불안 시 발생하는 13~30 Hz 영역의 베타(β)파 그리고 극도의 각성과 흥분 시 전두엽과 두정엽에서 많이 발생하는 30Hz 이상의 감마(γ)파 등 기본적으로 0~30Hz의 주파수가 나오며 약 20~200 μ V의 진폭을 보인다[13].

표 2.2 EEG의 주파수 영역

종류 (Type)	주파수대 (Frequency Bands)	
δ (Delta)	0.5 - 3Hz	
θ (Theta)	4 - 7Hz	
α (Alpha)	8 - 12 Hz	
β (Beta)	12 - 30 Hz	
γ (Gamma)	30 - 100 Hz	

2.8 SSVEP의 연구배경

2.8.1 SSVEP

그림 2.9는 자극 주파수의 작용에서 평균 SSVEP의 진폭을 보여주고 있다. 뇌의 후두엽(occipital lobe)에서는 시각피질이라고 하는 시각중추가 있으며 눈으로 들어온 시각정보가 시각피질에 도착하면 사물의 위치, 모양, 운동 상태를 분석한다. 그림 2.10은 SSVEP 진폭에 대한 후두엽 영역에서의 활성도를 보여주고 있다. SSVEP는 특정 주파수를 가진 시각자극에 대한 자연반응 신호이며 3.5Hz에서 75Hz의 주파수 범위를 갖는 시각자극과 같은 주파수로 뇌의 후두엽 영역에서 전기적 활동을 발생시킨다[8, 13-15].

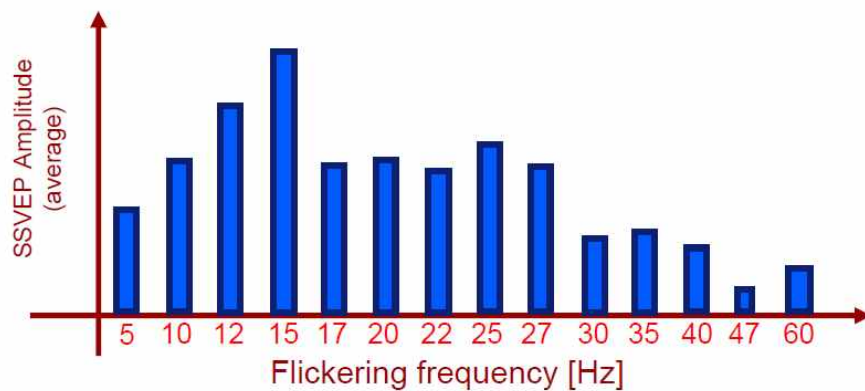


그림. 2.9 자극 주파수의 작용에서 평균 SSVEP의 진폭 [14]

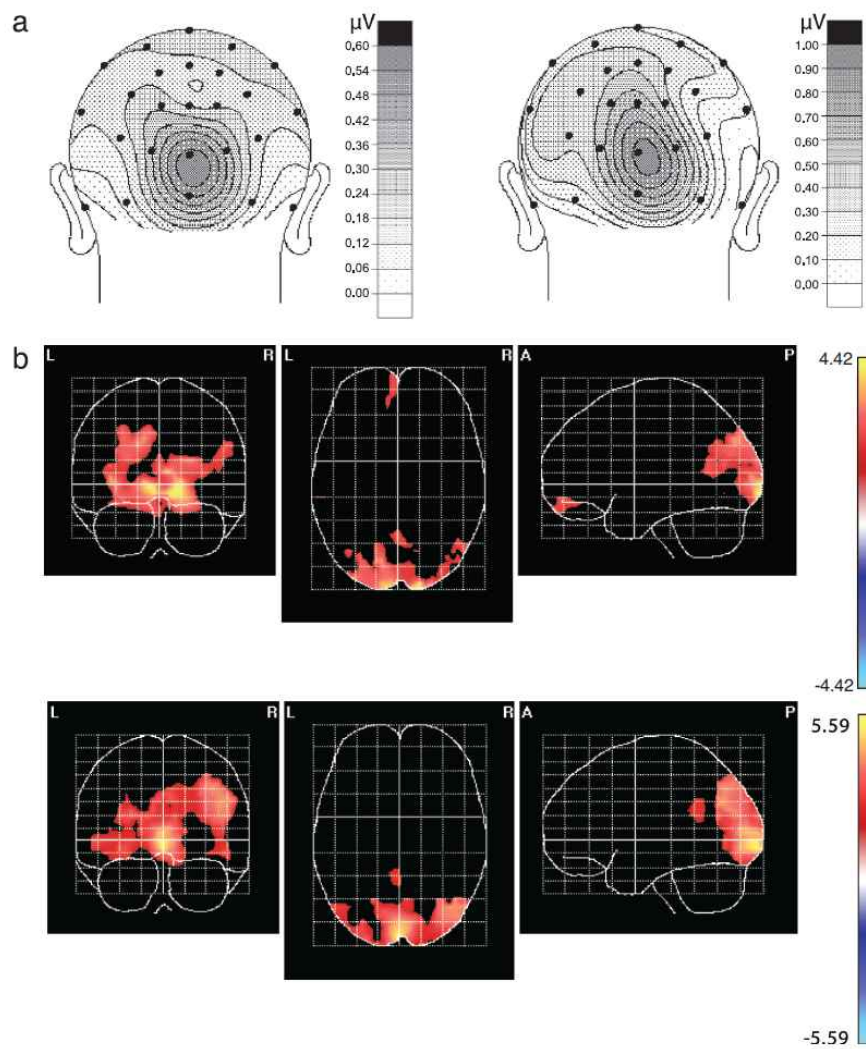


그림. 2.10 SSVEP의 진폭의 주의 관련 지형 배포 및 대뇌 피질 소스 [15]

BMI 기술 응용을 위해 사용되는 EEG 신호에는 사건관련 전위(event related potential, ERP)의 요소들 중 P300을 이용하거나[16], 사람이 특정 부위의 근육 움직임을 발생시켰을 때 발생하는 μ 리듬에서 뇌의 활동에 따라 EEG의 비동기현상으로 주파수는 증가하는 대신 EEG의 진폭이 상대적으로 줄어드는 비동기성 사건관련 전위(event related desynchronization, ERD)와 동기성 사건관련 전위(event related synchronization, ERS) 현상을 이용하는 방법[17], 그리고 안정상태 시각유발전위(steady state visually evoked potentials, SSVEP)를 이용하는 방법이 있다. 그림 2.11과 같이 이러한 방법 중 훈련시간이 상대적으로 짧고 통신 비트 전송률이 높은 방법이 SSVEP를 이용한 방법이다[18].

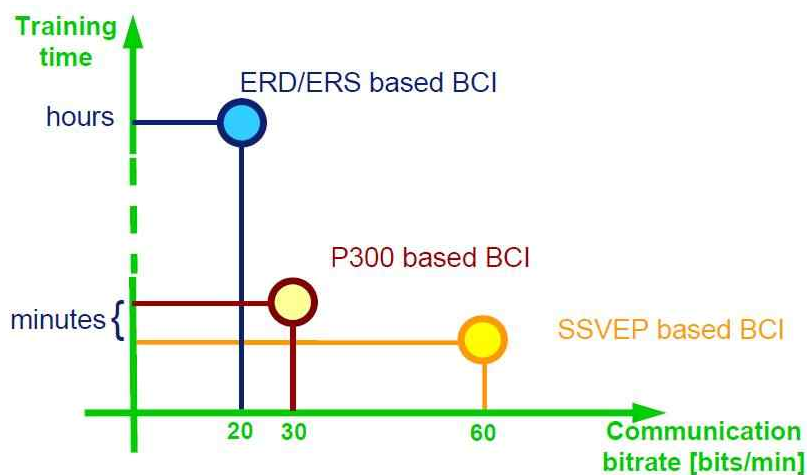


그림. 2.11 비침습적 BCIs의 세 가지 주요 유형에 대한 일반적인 교육 시간 대 통신 비트 전송률 [18]

2.8.2 반복 시각자극

반복 시각자극(repetitive visual stimulus, RVS)을 위해 컴퓨터 모니터를 이용한 단일 그래픽(single graphic), 패턴 전환 그래픽(pattern reversal graphic)과 발광다이오드(light emission diode, LED)등이 사용된다[19]. 이러한 RVS를 이용한 SSVEP관련 연구 결과에 따르면 5~50Hz 시각자극영역에서 피실험자들은 반응을 보였다[표 2.3-5]. 본 연구에서는 시각자극을 위해 최근 연구에서 많이 사용되고 있는 체스 무늬를 특정 주파수로 깜박이도록 하는 윈도우 프로그램을 C#을 이용하여 개발하여 RVS로 이용하였다(그림 2.12).

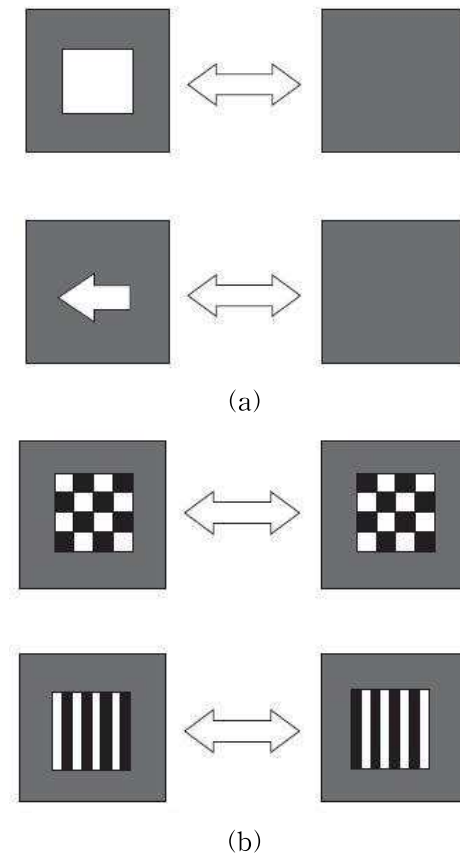


그림. 2.12 반복 시각자극 [19]

(a)단일 그래픽과 (b) 패턴 전환 그래픽

2.8.3 SSVEP 문헌 조사 및 표준

표 2.3 빛 자극의 특징 [19]

Frequency Band	study	stimulus			Bit rate (bits/min)
		Device	Frequency (Hz)	Color	
L	Maggi et al. 2006	LED	6, 7, 8, 10 Hz	Green	-
	Piccini et al. 2005	LED	6-10 Hz	-	-
M	Lüth et al. 2007	LED	13, 14, 15, 16, 17 Hz	Red	-
	Valbuena et al. 2007	LED	13, 14, 15, 16 Hz	-	-
	Leow et al. 2007	LED	14-29 Hz	Red	-
	Materka et al. 2006	LED	25, 26.5625, 28.125, 29.6875 Hz	-	-
	Calhoun et al. 1996	Fluorescent light	13.25 Hz	-	-
H	Garcia Molina 2008	LED	40-50 Hz	White	-
	Huang et al. 2008	Xe-light	30-50 Hz	-	-
	Materka et al. 2007	LED	32-40 Hz	-	-
	Materka et al. 2006	LED	34-40 Hz	-	-
L+M	Parini et al. 2009	LED	6,7, ..., 17 Hz	Green	51.47
	Bin et al. 2008	LED	10, 11, 12, 13 Hz	-	-
	Wu et al. 2008	LED	8.3, 10 Hz	White	-
	Wu et al. 2008	LED	4.6, 10.8, 16.1 Hz	White	-
	Müller-Putz et al 2008	LED	6, 7, 8, 13 Hz	Red	-
	Scherer et al. 2007	LED	6.25, 7.25, 8, 11.75, 13, 15.25, 17.25 Hz	Red	
	Jia et al. 2007	LED	6, 6.5, 7, ...,19 Hz	-	46.1
	Friman et al. 2007	LED	5, 7, 9, 11, 13, 15 Hz	-	-
	Friman et al. 2007	LED	13, 14, 15, 16, 17 Hz	Red	27-30
	Müller-Putz et al. 2005	LED	6, 7, 8, 13 Hz	Red	31.5
	Wang et al. 2004	LED	9-17 Hz	-	42
	Gao et al. 2003	LED	6, 6.195, 6.390, ..., 15 Hz	Green	68
M+H	Wang et al. 2005	LED	21, 23, ..., 43 Hz	White	-
L+M+H	Ruen et al. 2007	LED	7-35 Hz	Red	-

표 2.4 단일 그래픽 자극의 특징 [19]

Frequency Band	study	stimulus				Bit rate (bits/min)
		Device	Shape	Frequency (Hz)	Color	
L	Wang et al. 2008	-	Square	10 Hz	-	-
	Ren et al. 2008	-	Square	10Hz	White/Black	-
	Touyama et al.	-	Cube	4.8, 6.86 Hz	-	-
	Beverina et al. 2003	-	Arrow	6, 10 Hz	Green	-
	Cheng et al. 1999	-	Block	6-9 Hz	-	-
M	Cectti et al. 2008	LCD	Box	15.5, 16, ..., 17.5 Hz	-	-
	Kelly et al. 2005	CRT	Rectangle	14, 17 Hz	White/Black	7.5
L+M	Bin et al. 2009	LCD	Square	6.5, 7.5, 8.6, 10, 12, 15 Hz	White/Black	58
	Wu et al. 2008	LDD & CRT	Square	4.6, 10.8, 16.1 Hz	White/Black	-
	Wang et al. 2006	CRT	Button	9-17 Hz	-	43
	Nielsen et al. 2006	CRT	Square	5.0, 7.08, 7.73, 8.5, 9.44, 10.63, 12.14, 14.16, 17 Hz	-	21
	Kelly et al. 2005	CRT	Rectangle	9.45, 10.03, 10.63, 12.04, 14.17, 17 Hz	White/Black	-
	Wahnoun at al. 2002	-	Block	5, 7.080, 7.2727, 8.927, 11.087, 12.140, 12.750, 17, 21.250 Hz	White and a small light gray in the middle	-
	Cheng et al. 2002	CRT	Button	6-14 Hz	-	27.15
	Cheng et al. 2001	-	Block	6.45, 7.23, 8.01, 13.87 Hz	Red, green and yellow	-
	Sami et al. 2004	CRT	Rectangle	8.8, 35 Hz	-	-
	Lin et al. 2007	CRT	Squares	27, 29, ..., 43 Hz	-	-

표 2.5 패턴 반전 자극의 특징 [19]

Frequency Band	study	stimulus				Bit rate (bits/min)
		Device	Shape	Frequency (Hz)	Color	
L	Kluge et al. 2007	TFT	Checker board	10, 12 Hz	-	-
	Trejo et al. 2006	LCD	Checker board	5, 5.625, 6.4, 6.9 Hz	White/Black	-
	Lalor et al.	-	Checker board	8.5, 10 Hz	White/Black	10.3
M	Kelly et al. 2004	-	Checker board	17, 20 Hz	White/Black	-
L+M	Vasquez et al. 2008	CRT	Checker board	8.8, 9.4, 11.55, 12.5, 13.65, 15, 16.7, 18.8 Hz	White/Black	45.5
	Oehler et al. 2008	-	Checker board	10-15 Hz	White/Black	12.5
	Martinez et al. (2007 , 2008)	CRT	Checker board	5, 6, 7, 8 12, 13.3, 15, 17 Hz	White/Black	26-30
	Krusienski et al. 2008	-	Checker board	6, 15 Hz	White/Black; White/Black; Gray/Black; Gray/Black	-
	Allison et al. 2008	CRT	Linebxes and checker board	6, 15 Hz	White; Red/Gray; Green/Gray	-
	Bakardjian et al. 2007	-	Checker board	8, 12, 14, 28 Hz	White/Black	-
	Mukesh et al. 2006	-	Checker board	6, 7, 12, 13, 14 Hz	White/Black	-
	Jaganathan et al. 2005	-	Checker board	6-15 Hz	White/Black	-
	Lalor et al. 2004	-	Checker board	-	White/Black	-

2.9 전기자극을 이용한 재활치료

2.9.1 기능적 전기자극

기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)은 중추 신경계 손상으로 마비된 근육에 전기적인 자극을 주어 근육을 기능적으로 수축하게 하고(그림 2.13), 근육 경직을 감소시키며 자극이 적용되는 동안 근육 조절 능력을 향상 시키는데 사용된다. 전기자극 방법에는 사용하는 전극의 채널수에 따라 단 채널 자극법과 다 채널 자극법이 있으며, 전극을 위치시키는 방법에 따라 표면 전극을 사용하는 경우와 신경 근처에 이식 시키는 매몰전극을 사용하는 방법이 있다. 매몰 방법은 다시 생체 내에 자극장치와 전극을 완전히 매몰하는 완전 매몰 전극법(implantable electrode method)과 피부를 통하여 전극을 신경이나 근육에 삽입 위치시키는 경피적 매몰 전극법(percutaneous electrode method)이 있다[20-23].

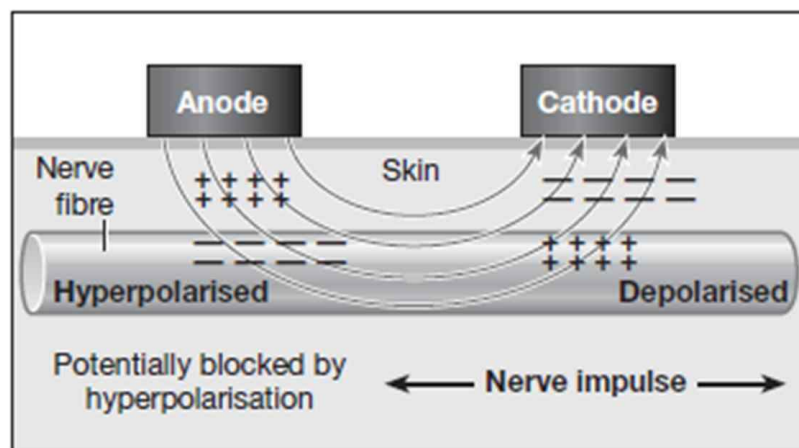


그림. 2.13 전기자극에 따른 섬유조직 활성화

2.9.2 FES의 재활치료 활용

FES는 일상 생활동작의 능력을 향상시키기 위하여 마비된 근육들을 적절한 강도와 순서로 전기자극하는 것을 의미하며, 그림 2.14와 같이 이러한 자극을 제공하는 기기나 시스템을 신경보철(neuroprosthetics)이라 한다[24]. 운동경로 자극만이 운동계의 기능 회복을 돕는 것은 아니지만 구심성 감각 경로를 전기자극하면 경직을 완화시키거나 중추신경계의 재조직화를 촉진시키기도 한다. 이러한 기전으로 감각 경로 자극도 기능 회복을 도울 수 있다. 중추 신경계 병변이 있을 때 상하지 기능을 회복하기 위한 전기자극은 여러 분야에서 폭 넓게 시도되고 있으며 경수 손상 환자와 같은 척수손상 환자와 뇌졸중, 외상성 뇌손상, 뇌성마비 등과 같은 뇌병변 환자에서 좋은 결과가 보고되고 있다[23]. 이와 같이 FES는 운동 신경을 직접 자극하여 마비된 근육을 수축시켜 근육의 유지 및 근력을 강화 시키고 경직을 감소시킨다.

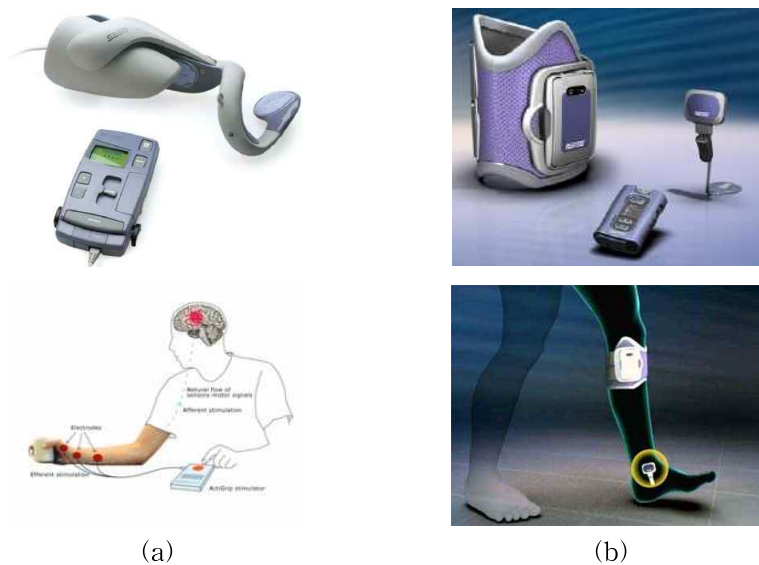


그림. 2.14 FES 시스템 [24]

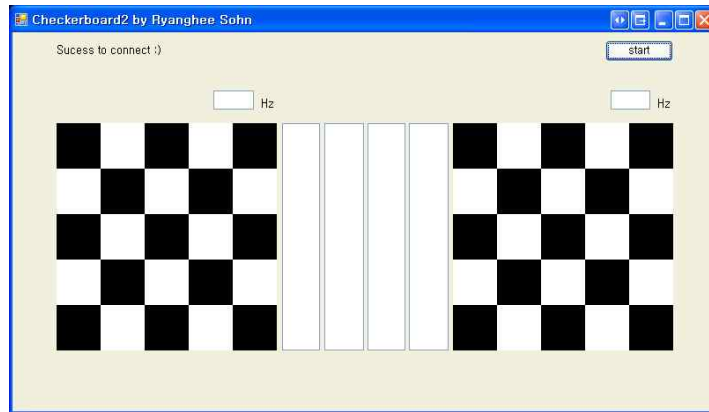
(a)상지, (b)하지

2.10 시스템 구성

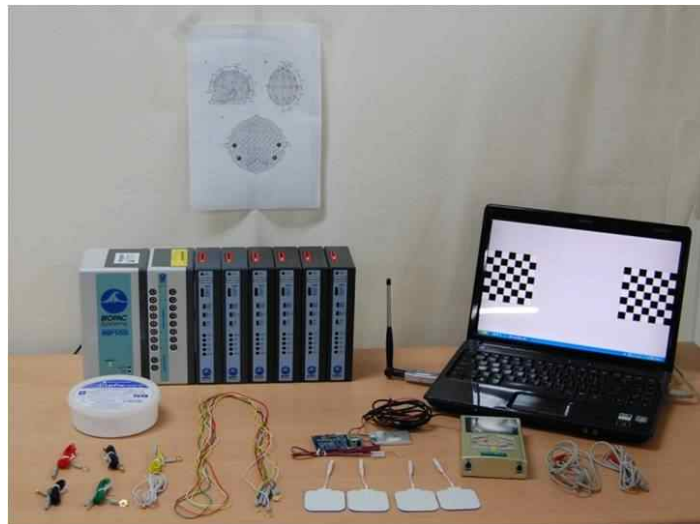
2.10.1 시각자극 프로그램 및 시스템 구성

본 연구에서는 체스 무늬 윈도우 프로그램을 이용하여 RVS로 사용하였다. C#을 이용해 개발한 윈도우 프로그램은 체스 무늬 2개를 좌우로 배치하고 특정 주파수로 선택하여 깜박이도록 하였으며, 그림 2.18의 (a)는 개발된 윈도우 프로그램을 보여주고 있다.

생체신호 계측장비인 BIOPAC Systems(MP150, EEG100C, USA)을 이용하여 계측된 EEG는 개발된 윈도우 프로그램에서 실시간 신호처리 및 저장 되었고, 1초 단위로 주파수 분석을 통해 피실험자가 주시하는 체스 무늬 표적을 확인하였으며, Bluetooth 통신을 통해 PC에서 원격으로 전기자극 시스템을 제어하는 마이크로컨트롤 유닛(micro control unit, MCU, MSP430, USA)으로 제어 신호를 송신 하였다. 개발된 윈도우 프로그램은 액정표시장치(liquid crystal display, LCD)를 이용해 실행 하였으며 액정표시장치의 출력 주파수는 최대로 설정하였다. 그림 2. 15의 (b)는 전체 시스템 구성을 보여주고 있다.



(a)



(b)

그림. 2.15 시각자극 프로그램 및 시스템 구성
(a)시각자극 프로그램, (b) 시스템 구성

2.10.2 실시간 EEG 계측 및 데이터 처리

EEG 신호 계측을 위해 전도성 젤을 바른 6개의 전극을 국제 10-20 전극 배치법에 따라 피실험자 두피의 PO_Z, PO₃, PO₄, O_Z, O₁, O₂에 부착하였고, 기준 전극은 A₁, A₂에 부착하였다(그림 2.16). BIOPAC Systems을 사용하여 표본 추출 비율(sampling rate) 256Hz로 획득하였다. 계측된 EEG 신호는 PC에서 실시간 신호 처리 및 저장하였으며, 신호처리에 따라 제어 신호를 MCU로 Bluetooth 통신을 통해 전송하였다.

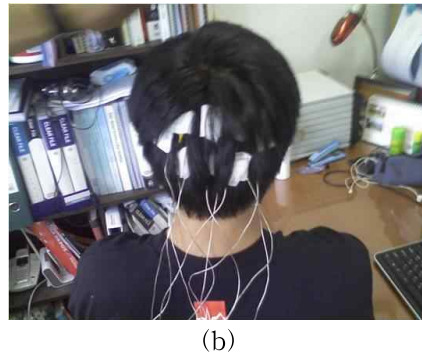
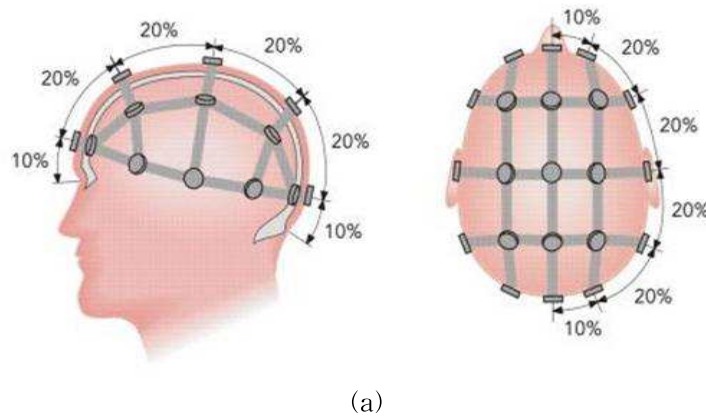


그림. 2.16 EEG 계측용 전극 배치
(a) 10-20 전극 배치, (b) 후두엽에서의 EEG 계측 [25]

2.10.3 신호처리

EEG는 시간에 따라 연속적으로 전위가 변화는 시간의 함수이며, 시간과 공간에 의존하는 통계적 성질을 가진 복잡한 생체신호이다. EEG의 특성을 추출하고 그 특성에 따라 분류하기 위해 정량적 EEG 분석(quantitative EEG: QEEG)을 하였다. EEG 신호를 특정한 발생모델이 없는 통계적 신호로서 인식하고 분석하는 방법인 비모수 방법(non-parametric method)으로 파워스펙트럼을 이용한 주파수 분석을 하였다.

잡음 제거를 위해 계측된 EEG는 5~30Hz의 대역 통과 필터(band pass filter, BPF)를 취하였으며, 식 2-1과 같이 고속푸리에 변환(fast fourier transform, FFT)을 통한 주파수계열(frequency series) 파워스펙트럼(power spectrum) 분석에 의한 전처리 과정을 수행하여 주파수 영역에서의 특성을 분석하였다[26].

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j)w_N^{(j-1)(k-1)} \quad (2-1)$$

표 2.6과 같이 신호 처리 후 파워 스펙트럼 값의 상대적인 크기 비교에 의해 표적 주파수와 동기화 된 주파수를 판별하여 피실험자가 주시하는 표적을 구분하였다. 신호의 안정된 주기성을 갖는 짧은 시간 단위로 분할하여 푸리에 변환을 하는 것을 국소 푸리에 변환이라 하며, 전처리 과정에 의해 특정 반응 주파수를 선택한 후 식 2-2와 같이 국소 푸리에 변환(short time fourier transform, STFT)을 통해 윈도우 프로그램을 실행하며 실시간 신호처리 및 FES 시스템 제어에 적용하였다.

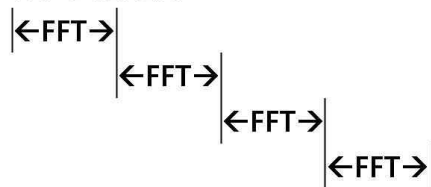
$$X(n, w) = \sum_{\tau=-\infty}^{\infty} x(\tau)w(n-\tau)e^{-jw\tau} \quad (2-2)$$

신호의 스펙트럼 분석을 위해 창 함수를 이용하여 신호를 프레임 단위로 분할하여 푸리에 변환을 수행하였으며, 창 함수의 중복 한도는 그림 2.17과 같이 50%로 설정하였다[27].

표 2.6 EEG 신호 분석

Window Size(sec) of Each Segment	3
Overlap Ratio[%] to the Previous Segment	50
Low Cutoff Frequency[Hz]	5
High Cutoff Frequency[Hz]	30

NO OVERLAP



50% OVERLAP

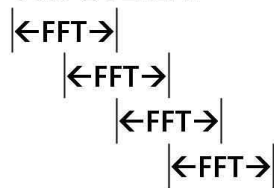
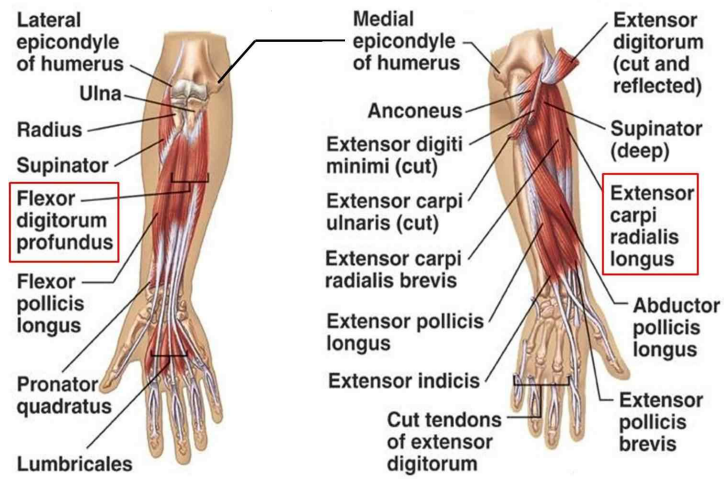


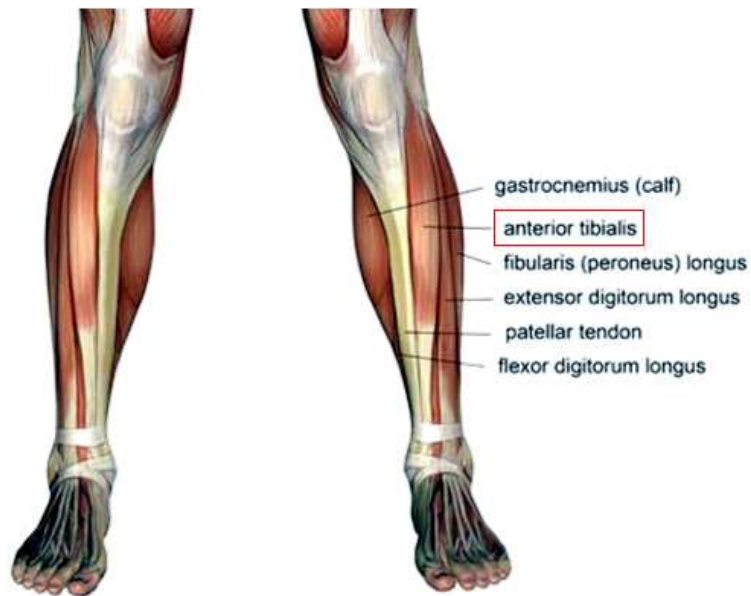
그림. 2.17 데이터 중복 한도

2.10.4 Bluetooth를 이용한 무선 통신 구성 및 FES 제어

미리 선정된 근육에 표면 전극을 부착하여 FES 시스템(Walking-Man II, CyberMedic, KR)을 이용하여 상하지 관절운동을 수행하였다. 아래팔근육은 18개의 근육(8개의 굽힘근(flexor muscle), 9개의 펴기근(extensor muscle)과 위팔노근(brachioradialis)이 손목의 굽힘(flexion)과 펴기(extension) 작용에 사용되지만, 실험에서는 그림 2.18의 (a)와 같이 손가락의 2~5번째 끝마디뼈의 굽힘 작용을 하는 심지굴근(flexor digitorum profundus)과 손목의 펴기, 벌림 작용을 하는 장요측수근(extensor carpi radialis longus)의 운동점(motor point)과 그림 2.18의 (b)와 같이 발목의 굽힘 작용을 하는 전경골근(tibialis anterior)의 운동점(motor point)에 전기자극을 가하여 상지의 굽힘과 펴기 운동 및 하지의 굽힘 운동을 수행하였다.



(a)



(b)

그림. 2.18 골격근 조직의 해부학

(a) 상지 근육, (b) 하지 근육

전기자극은 피실험자에 따라 주파수와 펄스폭을 일정하게 고정하고 자극강도를 변화시키는 자극강도 변조체제를 사용하였으며, 자극 강도는 10~20mA, 진폭은 200usec, 주파수는 15~50Hz 사이로 설정하였다. 컴퓨터에 의한 전기자극 시스템 원격 제어를 위해 MCU를 함께 사용하였으며, MCU는 Bluetooth 통신을 통해 원격으로 제어 하였다. MCU의 USART 기능을 이용하여 RS232 시리얼 통신 규격으로 무선 통신을 하였다(표 2.7). 무선 통신은 Bluetooth 모듈(Parani-ESD110, Sena Technologies, Inc., Korea)을 이용하여 구성하였으며, 컴퓨터에 연결된 또 다른 Bluetooth와 연결되어 신호 전송을 하였다(그림 2.19).

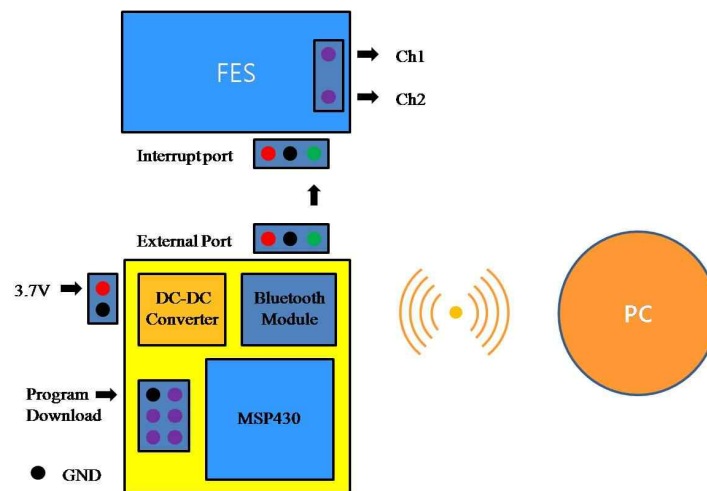


그림. 2.19 원격 FES 시스템

표 2.7 RS-232 시리얼 포트 설정

Baud rate	115200bps
Data bits	8
Stop bits	1
Parity	None

FES 시스템 제어신호 송신은 Bluetooth 제품(Parani-ESD110, Sena Technologies, Inc., Korea)을 이용하여 이루어졌다(그림 2.20; 표 2.8).



그림. 2.20 Bluetooth 송신 모듈

표 2.8 Bluetooth 모듈 사양

Bandwidth	2.4GHz
Receiving Sensitivity	-88dBm
Transmit power	+18dBm
Input Voltage	3.3V
Working Distance	100~1000m
Size	27.5×27.7×14(mm)
Interface	UART

신호 수신은 USB형 Bluetooth 제품(BM2001, Firmtech Co., Ltd., Korea)을 이용하여 이루어졌다(그림 2.21; 표 2.9).



그림. 2.21 USB형 Bluetooth 수신 모듈

표 2.9 USB형 Bluetooth 사양

Bandwidth	2.4GHz
Receiving Sensitivity	-83dBm
Transmit power	+10dBm
Input Voltage	5V
Working Distance	100m~
Size	70×23×10(mm)
Interface	USB

2.10.5 관절각도 측정

시스템의 기능 및 적절성을 결정하는 가장 중요한 항목은 EEG 기반으로 FES 시스템을 제어하였을 때 상하지 관절의 적절한 운동범위를 유도하는 것이므로, 훈련 시 상하지 관절운동을 측정하는 것이 중요하다.

일반적으로 전기측각기(electrogoniometer) 사용하여 관절운동을 측정할 수 있으며 본 연구에서는 가장 일반적으로 사용되고 있고, EN60601-1(IEC601-1) 및 유럽 이사회 지침 93/42/EEC를 통해 의료기기로 인증 받은 SG110/A, 150(Biometrics Ltd, U.K.)를 사용하였다(그림 2.22; 표 2.10).



그림. 2.22 전기측각기

표 2.10 전기측각기 사양

Transducer type	strain gauge
Accuracy	$\pm 2^\circ$ measured over a range of $\pm 90^\circ$
Repeatability	1° measured over a range of 90°
Operating temperature range	$+10^\circ\text{C}$ to $+40^\circ\text{C}$
Measured output	(wrist, ankle) flexion/extension

측정된 전기 측각기 데이터는 100Hz 표본 추출 비율에 맞추어 10비트로 아날로그-디지털 변환을 하였고, 그 중 상위 8비트 값만을 사용하였다. 전기측각기의 출력 전압에 따른 관절각도는 그림 2.23과 같이 선형방정식에 의해 도출된 식 2-3을 통해 계산하였다.

$$Joint \angle = 75.73 \times (x - offset) - 149.72 \quad (2-3)$$

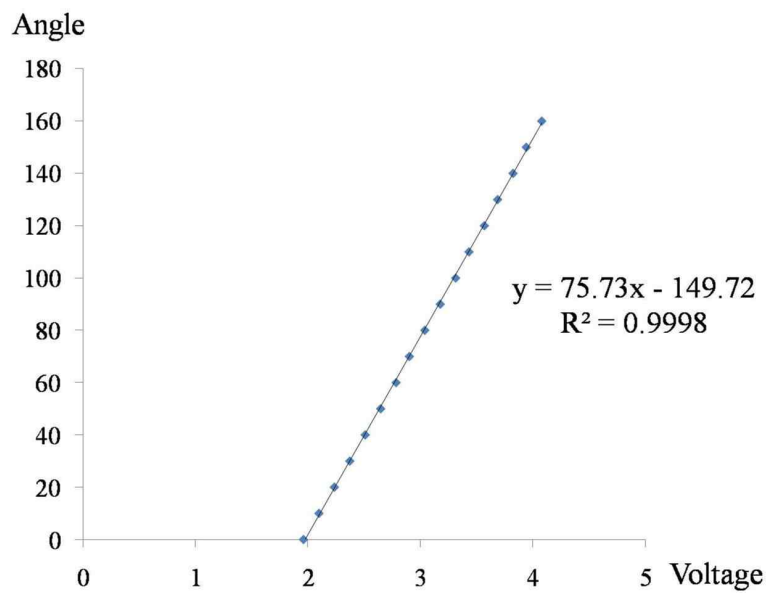


그림. 2.23 전압 대 각도 선형 방정식

손목관절 각도 측정을 위해 전기측각기의 축이 팔뚝(forearm)과 손(hand)에 평행하게 위치하고, 전기측각기의 중심이 손목관절(wrist joint) 축에 위치시켜 고정시킨 후 손목의 굴곡(flexion), 신전(extension) 운동 시 관절 각도를 측정하였다 (그림 2.24).

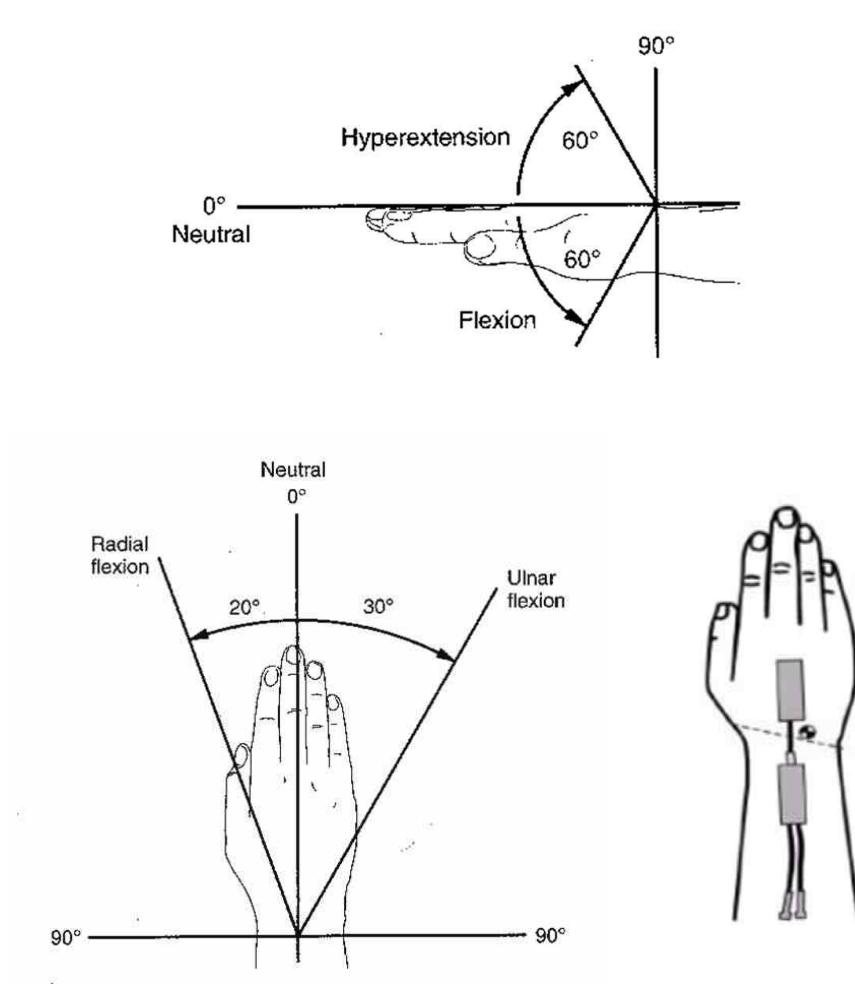


그림. 2.24 전기측각기를 이용한 손목 관절 각도 측정

발목관절 각도 측정을 위해 전기측각기의 축이 정강이(shank)와 발(foot)에 평행하고, 전기측각기의 중심이 발목관절(ankle joint) 축에 위치시켜 고정시킨 후 발목의 발목굽힘(dorsiflexion) 운동 시 관절 각도를 측정하였다(그림 2.25).

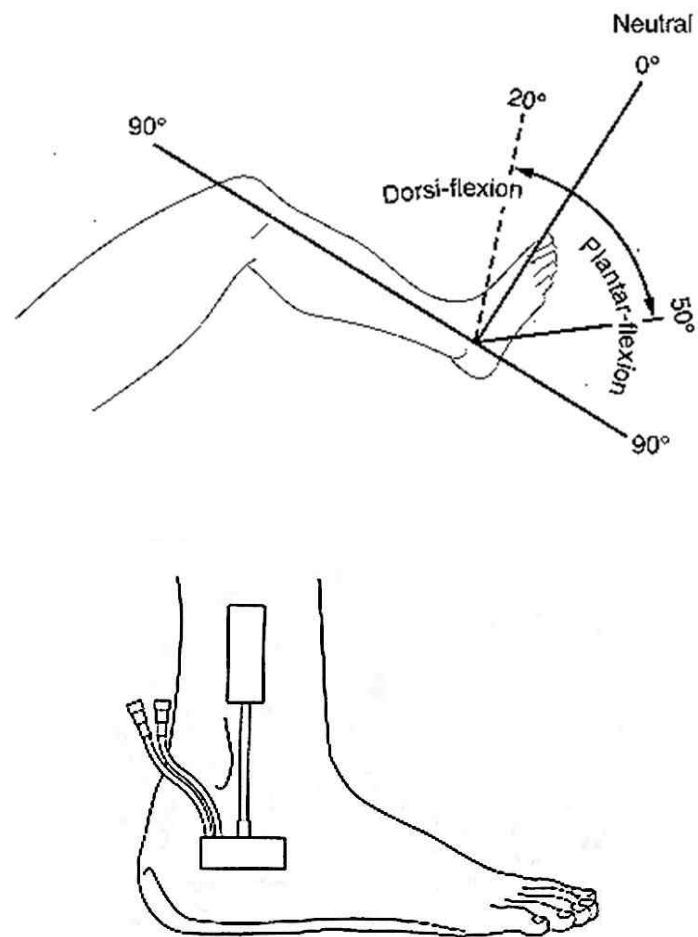


그림. 2.25 전기측각기이용한 발목 관절 각도 측정

제 3 장 결 과

3.1 RVS 동기시 EEG 신호 및 파워 스펙트럼 분석

그림 3.1은 7Hz로 깜박이는 반복 시각자극과 주파수 동기화시 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호를 보이고 있다.

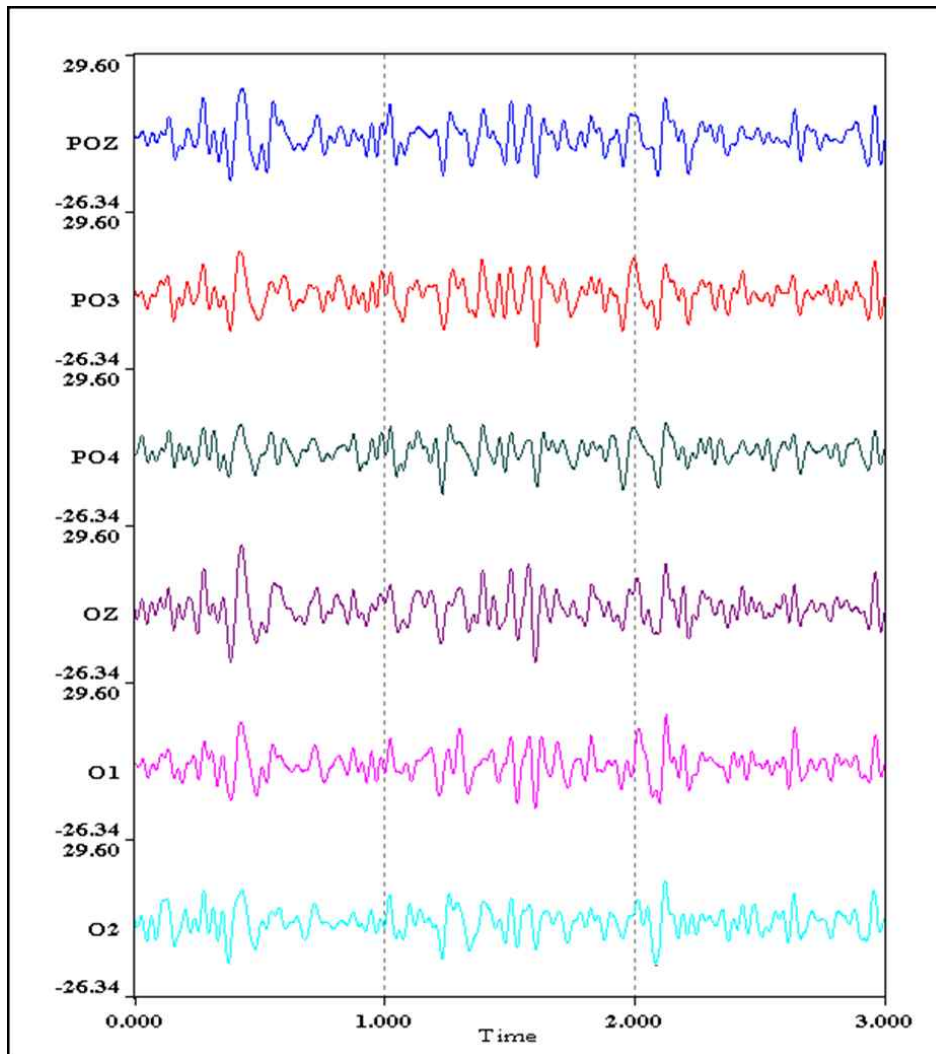


그림. 3.1 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호

그림 3.2는 7Hz로 감박이는 RVS와 주파수 동기화시 EEG 신호의 파워 스펙트럼을 보이고 있으며 7Hz 대역의 파워값이 다른 주파수에 비해 최대 4배 이상 크게 나타남을 확인하였다.

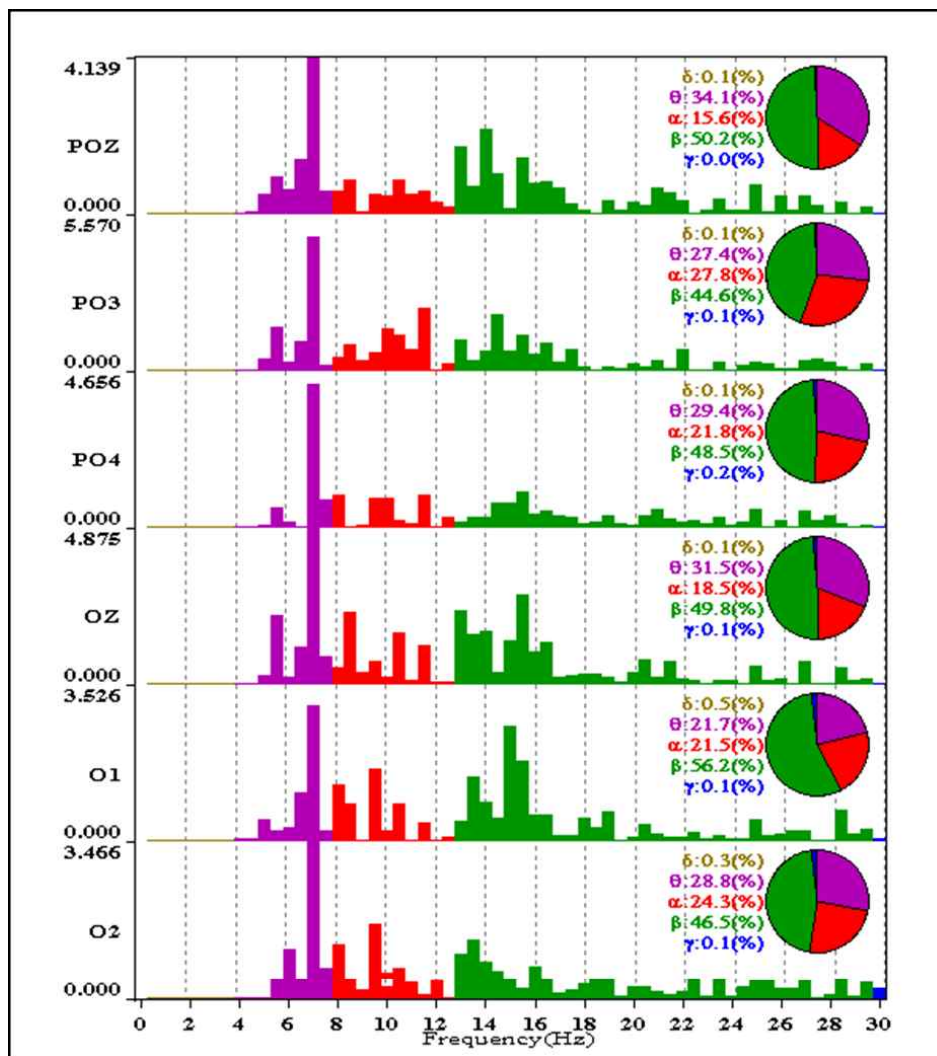


그림. 3.2 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호

그림 3.3은 9Hz로 감박이는 RVS와 주파수 동기화시 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호를 보이고 있다.

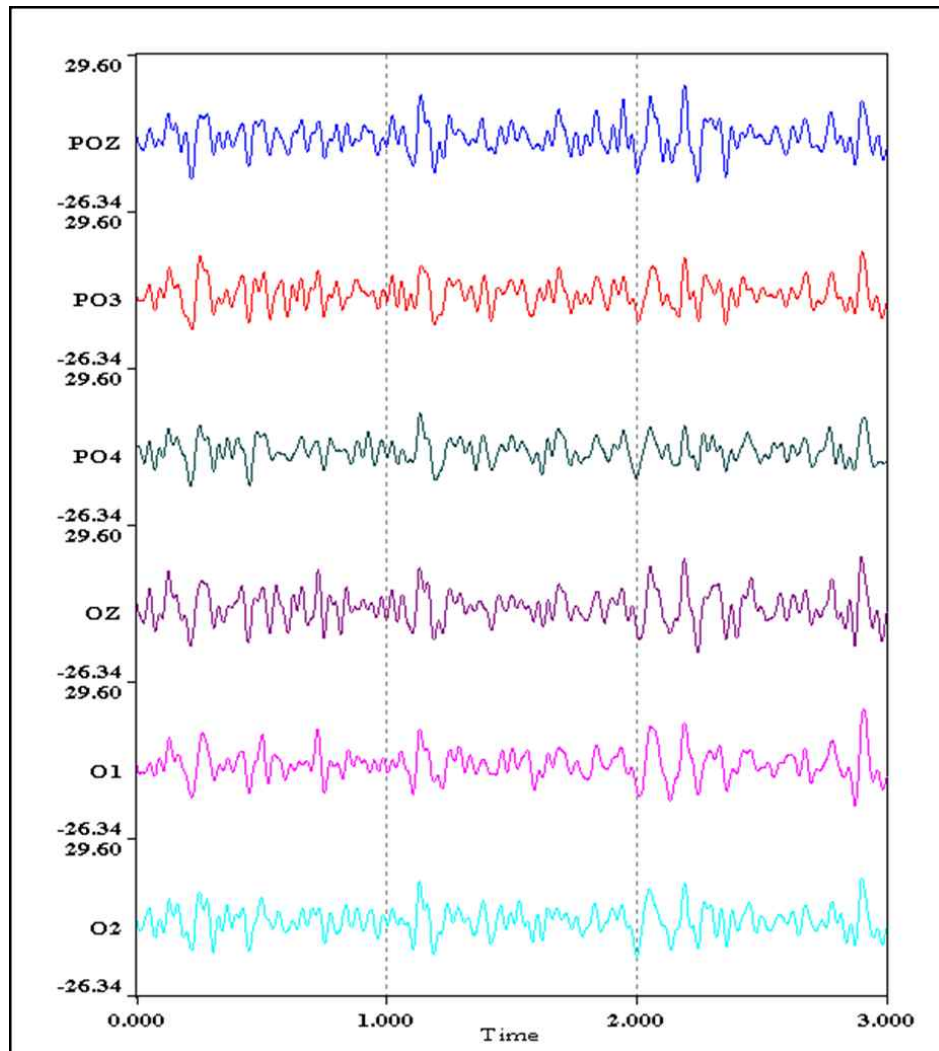


그림. 3.3 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호

그림 3.4는 9Hz로 감박이는 RVS와 주파수 동기화시 EEG 신호의 파워 스펙트럼을 보이고 있으며 9Hz 대역의 파워값이 다른 주파수에 비해 최대 4배 이상 크게 나타남을 확인하였다.

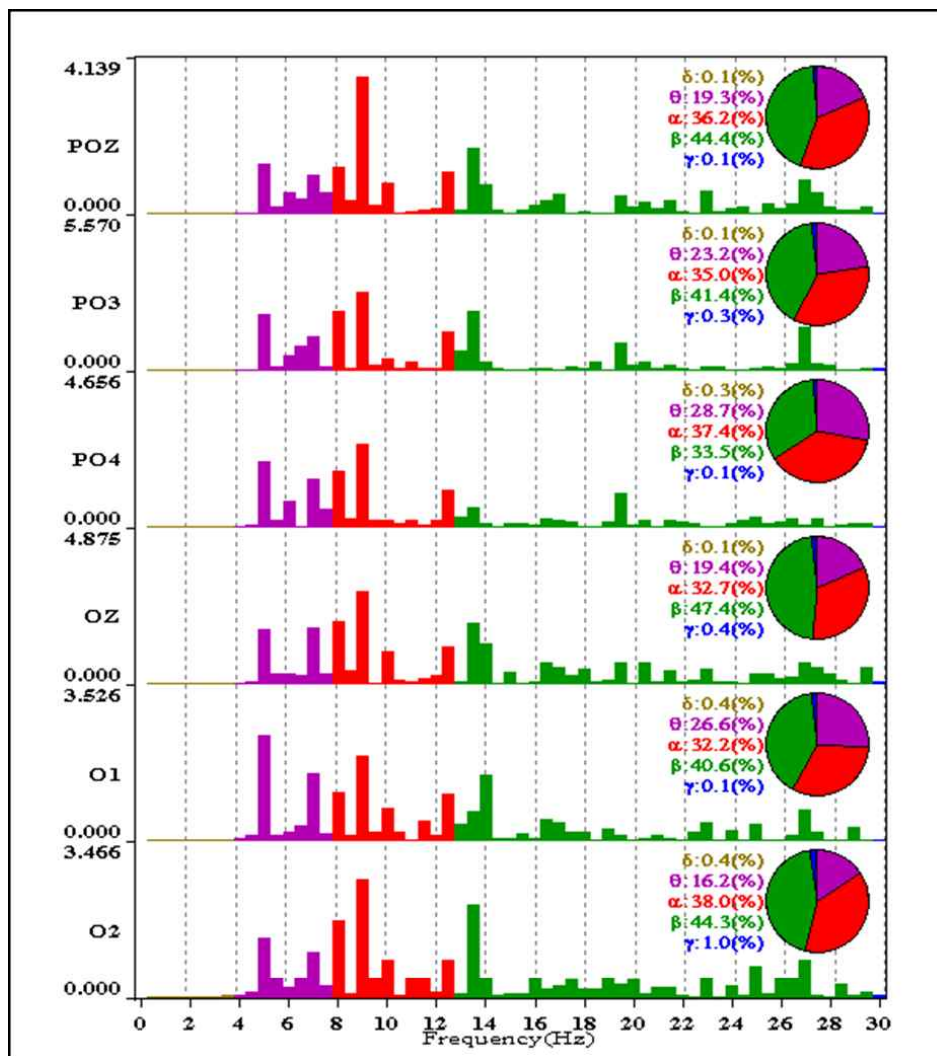


그림. 3.4 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호

그림 3.5는 12Hz로 깜박이는 RVS와 주파수 동기화시 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호를 보이고 있다.

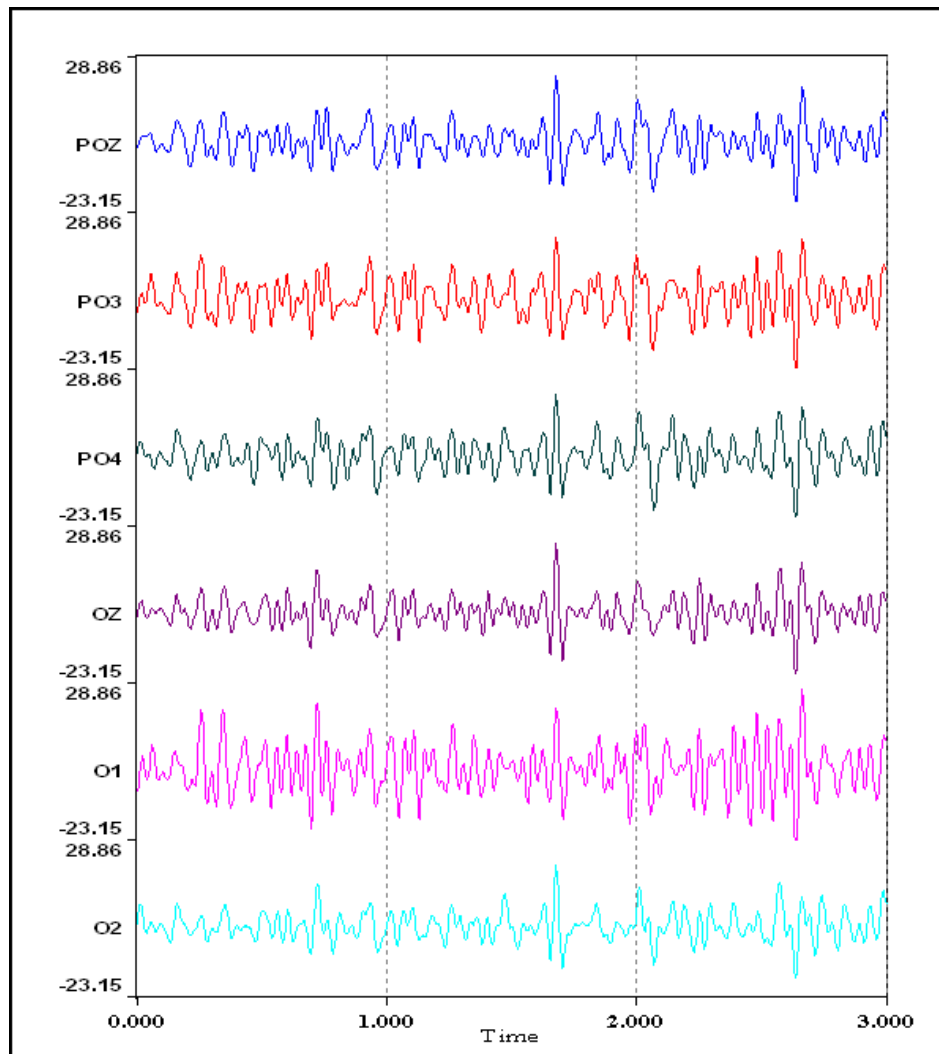


그림. 3.5 5~30Hz 대역 통과 필터를 취한 EEG 신호

그림 3.6은 12Hz로 깜박이는 RVS와 주파수 동기화시 EEG 신호의 파워 스펙트럼을 보이고 있으며 12Hz 대역의 파워값이 다른 주파수에 비해 최대 9배 이상 크게 나타남을 확인하였다.

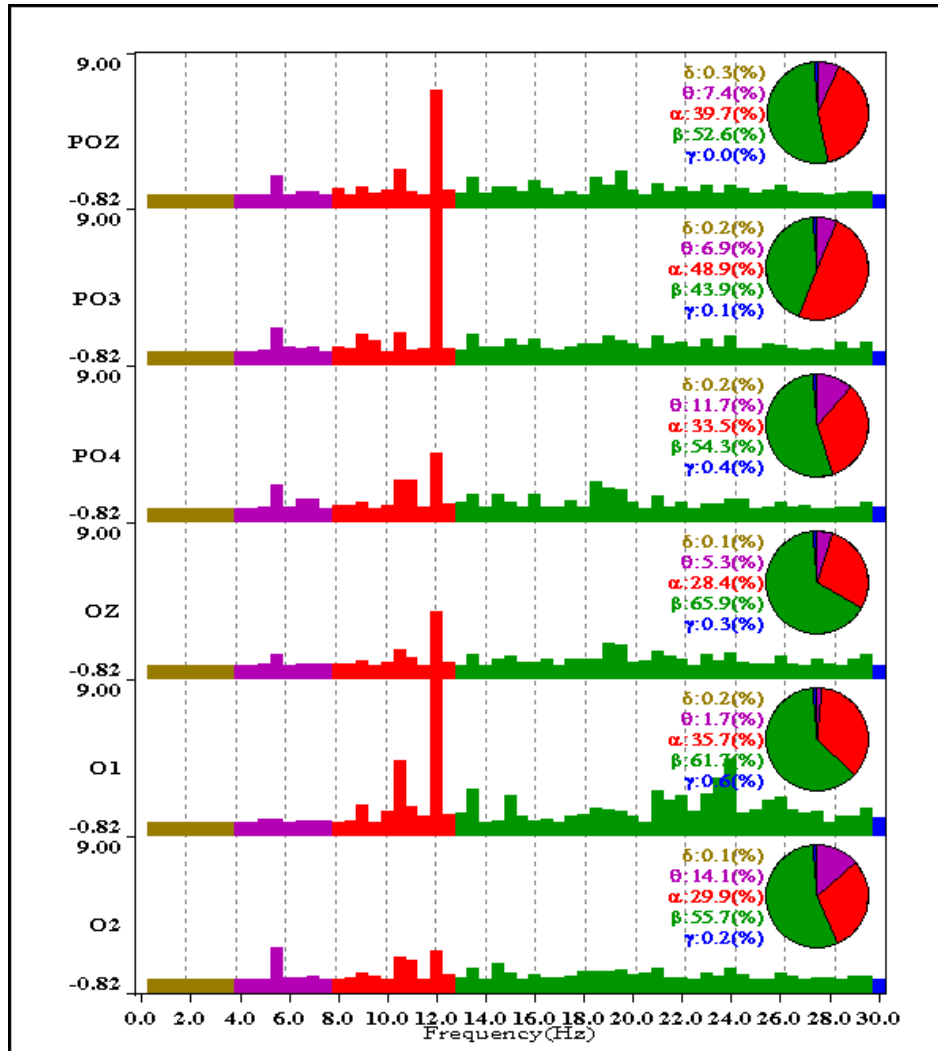
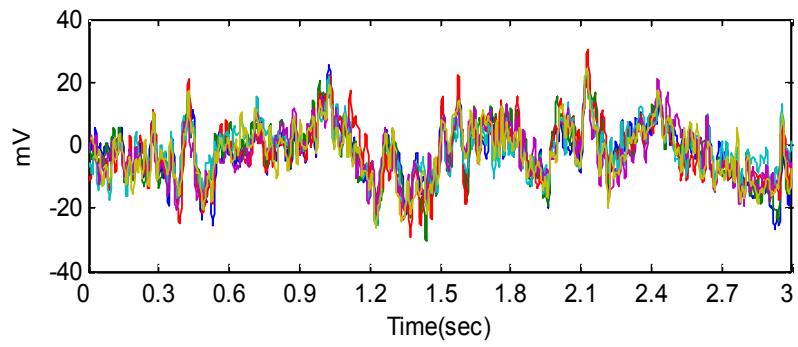


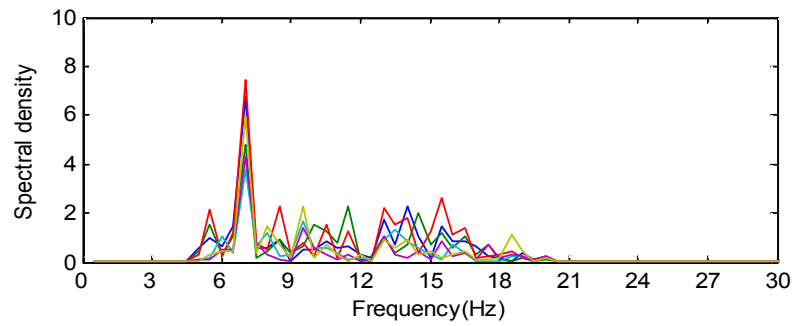
그림. 3.6 EEG의 특정 파워 스펙트럼 신호

3.2 7Hz RVS 동기화 시 FES에 따른 관절 움직임 유도

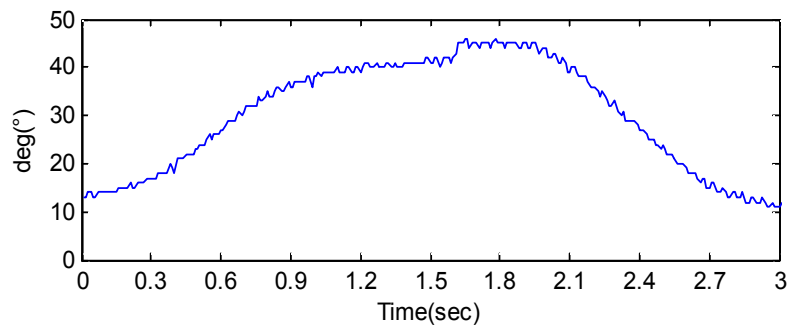
그림 3.7은 7Hz로 깜박이는 RVS를 피실험자가 바라보았을 때 측정한 EEG 신호를 보이고 있으며, (a)는 5Hz~30Hz 대역통과필터를 취한 EEG 신호이고, (b)는 측정한 EEG 신호의 주파수 특성을 보여주고 있다. (c)는 피실험자의 EEG 신호가 7Hz에 동기화 되었을 때 FES가 심지굴근(flexor digitorum profundus)에 가해지면서 손목이 굴곡(flexion) 운동을 수행하는 것을 보여 주고 있으며, 초기 10°에서 40°의 관절운동 범위를 보이고 있다.



(a)



(b)

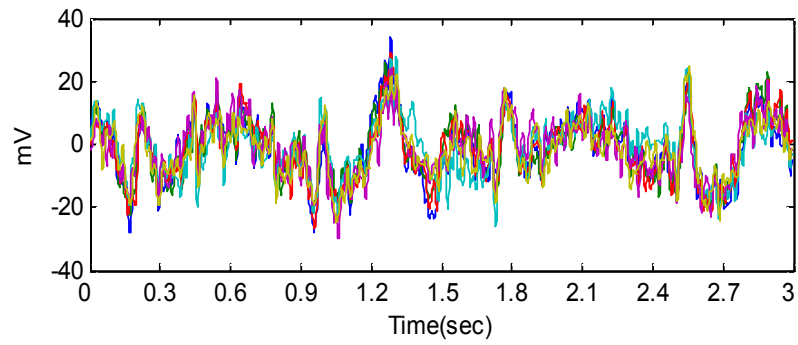


(c)

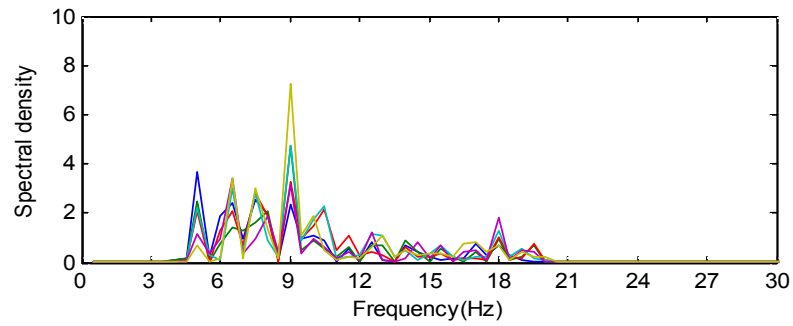
그림. 3.7 7Hz RVS 동기화 시 손목 관절 운동
(a) EEG 신호, (b) 주파수 특성, (c) 손목관절 각도

3.3 9Hz RVS 동기화 시 FES에 따른 관절 움직임 유도

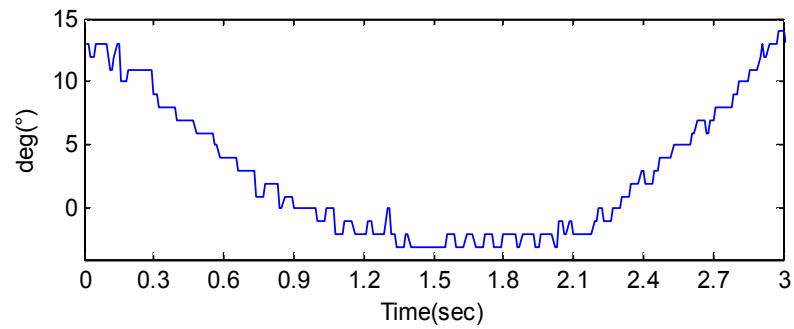
그림 3.8은 9Hz로 깜박이는 RVS를 피실험자가 바라보았을 때 측정한 EEG 신호를 보이고 있으며, (a)는 5Hz~30Hz 대역통과필터를 취한 EEG 신호이고, (b)는 측정한 EEG 신호의 주파수 특성을 보여주고 있다. (c)는 피실험자의 EEG 신호가 9Hz에 동기화 되었을 때 FES가 장요측수근신근(extensor carpi radialis longus)의 운동점(motor point)에 가해지면서 손목이 신전(extension) 운동을 수행하는 것을 보여 주고 있으며, 초기 13°에서 -2°의 관절운동 범위를 보이고 있다.



(a)



(b)



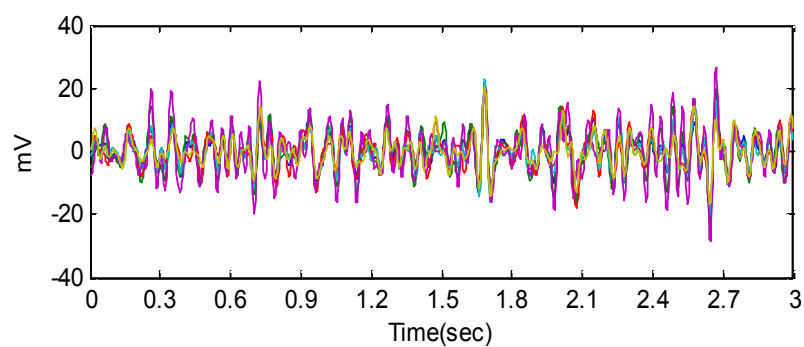
(c)

그림. 3.8 9Hz RVS 동기화 시 손목 관절 운동
(a) EEG 신호, (b) 주파수 특성, (c) 손목관절 각도

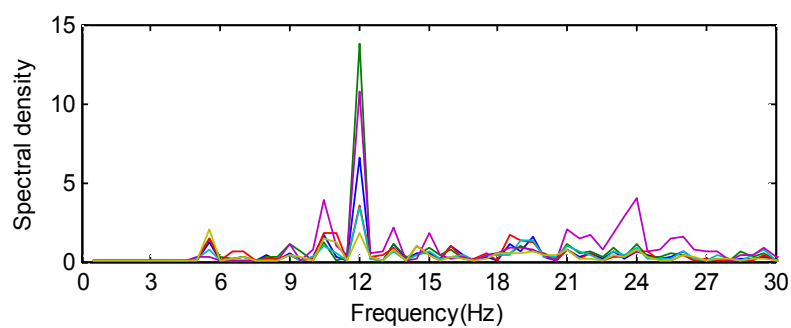
3.4 12Hz RVS 동기화 시 FES에 따른 관절 움직임 유도

그림 3.9는 12Hz로 깜박이는 RVS를 피실험자가 바라보았을 때 측정한 EEG 신호를 보이고 있으며, (a)는 5Hz~30Hz 대역통과필터를 취한 EEG 신호이고, (b)는 측정한 EEG 신호의 주파수 특성을 보여주고 있다. (c)는 피실험자의 EEG 신호가 12Hz에 동기화 되었을 때 FES가 전경골근(tibialis anterior)에 가해지면서 발목굽힘(dorsiflexion) 운동을 수행하는 것을 보여 주고 있으며, 굽힘 운동 시 최대 각도인 100°에서 초기 90°로 복귀하는 관절운동 범위를 보이고 있다.

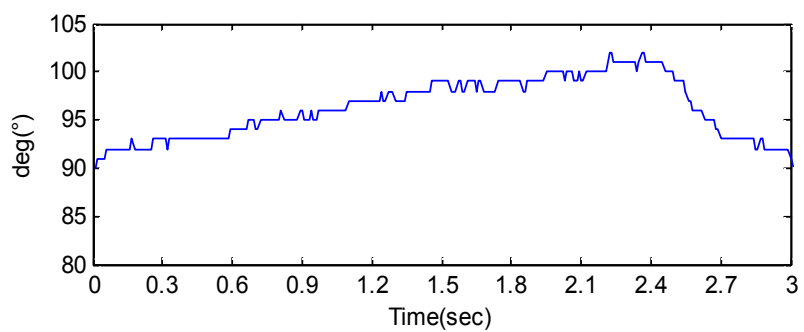
이와 같이 파워스펙트럼(power spectrum) 분석을 통해 피실험자가 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz 로 깜박이는 RVS 중 선택적인 주시를 하였을 때 의도를 파악하여 Bluetooth 통신을 통해 원격으로 FES 시스템을 제어하여 전기자극을 인가하였다. 따라서, 본 연구를 통해 피실험자는 EEG 반응 기반의 FES 재활훈련 시스템을 제어하였고, 자신의 의지를 반영한 관절운동과 근육 운동이 가능하다는 것을 확인할 수 있었다.



(a)



(b)



(c)

그림. 3.9 12Hz RVS 동기화 시 발목 관절 운동
(a) EEG 신호, (b) 주파수 특성, (c) 손목관절 각도

3.5 피실험자의 주파수 반응률

표 3.1은 RVS에 따른 피실험자의 반응 결과를 보여 주고 있다. 피실험자는 반응을 잘 보이는 최적 주파수로 RVS를 감박이도록 설정한 뒤 정해진 순서에 따라 5초씩 좌우를 번갈아 가며 주시를 하였으며, 실험의 객관성을 위해 10회씩 3회 실시하였다. 피실험자가 RVS를 주시하였을 때 미리 설정된 관절의 움직임 유도가 가능하였다면 동기화가 이루어진 것으로 판단하였으며, 실험 결과 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz의 반복 시각자극의 주파수에서 반응결과는 53~83%의 성공률을 보였다.

표 3.1. 주파수 반응 결과

피실험자	#1	#2	#3	#4	#5	#6	#7	#8	#9	#10
반응 주파수[Hz]	7	7	7	7	9	9	9	12	12	12
성공률 (%)	80%	77%	70%	67%	77%	70%	53%	83%	77%	70%

제 4 장 고 찰

본 연구에서는 척수 손상으로 인한 전신마비 환자의 능동적인 관절운동과 근육 신장 운동을 위해 EEG 신호를 이용한 BMI 기술 기반의 재활훈련 시스템을 개발하였고, 이를 통한 상하지 관절 움직임 유도 및 재활훈련 적용을 제안하였다.

Mueller-Putz G 등이 제안한 연구결과를 바탕으로 현재 연구 중인 EEG를 이용한 BMI 기술 방법 중 훈련시간이 가장 짧고 통신 비트 전송률이 가장 높은 방법인 SSVEP를 이용하였다. 반복 시각자극을 위해 컴퓨터 모니터를 이용한 패턴 전환 그래픽이 필요하였으며, 본 연구에서는 최근 관련 연구에서 주로 이용되는 체스 무늬를 특정 주파수로 깜박이도록 하는 윈도우 프로그램을 C#을 이용하여 개발 하였다. EEG를 계측하며 실시간으로 국소 푸리에 변환을 통한 주파수계열 파워스펙트럼 분석을 수행하였으며, 피실험자가 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz로 깜박이는 RVS 중 한 표적을 주시하였을 때 파워 스펙트럼 값의 상대적인 크기 비교에 의해 RVS 주파수와 동기화 된 주파수를 판별하여 피실험자가 주시하는 표적을 구분할 수 있었다. 이는 RVS에 의해 뇌의 후두엽 영역에서의 시각유발전위가 발생한다는 기존 연구를 지지하는 결과라 할 수 있으며, 이를 통해 피실험자의 의도가 파악되었을 때 Bluetooth 통신을 통해 원격으로 FES 시스템을 제어할 수 있었다. 따라서 손가락의 2~5번째 끝마디뼈의 굽힘 작용을 하는 심지굴근(flexor digitorum profundus)과 손목의 펴, 벌림 작용을 하는 장요측수근신근(extensor carpi radialis longus)의 운동점(motor point)과 발목의 굽힘 작용을 하는 전경골근(tibialis anterior)의 운동점에 전기자극을 가하여 손목의 굽힘과 펴 운동 및 발목의 들기 운동을 수행 할 수 있었다. 선행 연구에 따르면 SSVEP는 3.5Hz에서 75Hz의 주파수 범위에 반응한다고 하였지만, 본 연구에서는 피실험자들의 반응이 잘 나타난 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz의 결과에서 50~80%의 성공률을 보였다.

각 피실험자에 따라 반응을 잘 보이는 자극 주파수 대역이 존재하였으며, 최대 반응 주파수로 체스 무늬 표적을 깜박였을 때 더 높은 성공률을 보이는 것을 확인 할 수 있었다. 따라서 실험 전 시스템 정확도를 높이기 위해 먼저 피실험자에

따라 반응이 잘 나타나는 최적 주파수를 찾는 선행 작업이 수행한다면 시스템의 신뢰도를 높일 수 있을 것으로 판단된다.

실험을 진행하며 EEG 계측 시 전극 부착의 불편함과 장시간 지속적인 계측에 있어서 어려움이 나타났으며, 정상 피실험군에서 EEG 계측 시에는 다소 불편함이 발생되어도 실험 진행에 어려움이 없었지만, 실용적인 측면을 강조하여 환자군 적용을 위해 EEG 계측에 있어서 계측 신기술 적용이 요구된다. 또한 FES 시스템만으로 관절 움직임을 유도하는 것에는 근피로 발생 및 관절 움직임 범위에 한계가 있기 때문에 외골격 시스템과 같은 기계적인 보조기구를 FES과 통합한 시스템을 개발한다면 더욱 유용하리라 본다. 또한, SSVEP를 이용한 시스템의 특성상 사지마비 환자의 경우에도 시신경 손상환자 및 시각장애가 있는 환자에게는 적용이 불가능하다는 제약이 있다.

본 연구 결과를 바탕으로 FES 치료를 통한 말초신경계 훈련과 함께 자기 의지에 따른 뇌 반응 기반의 훈련은 상하지 기능 회복에 큰 변화를 가져올 것으로 기대된다. 앞으로 척수 손상으로 인한 전신마비 환자의 능동적인 재활훈련에 본 연구 결과를 적용하여 Herbold J 등이 제안한 자기 의지가 들어간 재활훈련이 가능할 것으로 판단되지만, 재활훈련 효과의 검증을 위해 정확한 비교 기준을 적용하여 특성을 비교하고 환자군의 추가적인 연구와 고찰을 통한 결과의 일반화가 필요할 것으로 보인다.

제 5 장 결 론

전신마비 환자의 능동적인 관절운동과 근육 신장 운동을 위해 SSVEP를 이용한 BMI 기술 기반의 재활훈련 시스템을 개발하였고, 이를 통한 상하지 관절 움직임 유도가 가능하였다.

기존 연구 결과처럼 RVS에 의해 뇌의 후두엽 영역에서의 SSVEP가 발생하는 것을 확인할 수 있었으며, EEG의 주파수 특성 분석을 통해 피실험자가 주시하는 RVS를 구분하여 피실험자의 의사 파악이 가능하였다.

EEG의 파워스펙트럼(Power Spectrum) 분석 결과 피실험자가 7Hz, 9Hz 그리고 12Hz로 깜박이는 체스 무늬 기반의 RVS와 동기화 시 EEG 신호에서 동기화된 주파수 대역의 파워값이 다른 주파수의 파워값에 비해 최대 4~9배 이상 크게 나타남을 확인 할 수 있었다(그림 3.2, 3.4, 3.6).

국소 푸리에 변환을 통한 실시간 주파수계열 파워스펙트럼 분석을 통해 피실험자가 특정 주파수로 깜박이는 RVS 중 초점을 둔 의도를 파악하여 Bluetooth 통신을 통해 원격으로 FES 시스템 제어가 가능하였고, 미리 선정한 손가락의 2~5번째 끝마디뼈의 굽힘 작용을 하는 심지굴근(flexor digitorum profundus)과 손목의 펴짐, 벌림 작용을 하는 장요측수근신근(extensor carpi radialis longus)의 운동점(motor point)과 발목의 굽힘 작용을 하는 전경골근(tibialis anterior)의 운동점에 전기자극을 인가할 수 있었다. 따라서, SSVEP를 이용한 BMI 기반의 FES 재활훈련 시스템을 통해 피실험자는 자신의 의지를 반영하여 손목의 굴곡(flexion) 및 신전(extension) 운동과 발목의 발목굽힘(dorsiflexion) 운동이 가능하였으며, 손목 운동에서 굴곡 운동 시 초기 10°에서 40°의 관절운동 범위를 보였으며, 신전 운동 시 초기 13°에서 -2°의 관절운동 범위를 보였다. 또한 발목 운동에서 발목굽힘 운동 시 최대 각도인 100°에서 초기 90°로 복귀하는 관절운동 범위를 보였다(그림 3.7-9).

본 연구 결과에서 알 수 있듯이 개발된 SSVEP를 이용한 BMI 기반의 FES 시스템을 통해 피실험자는 제한적이지만 자신의 의지를 통해 상하지 관절운동과 근

육 운동이 가능하였다. FES 치료를 통한 말초신경계 훈련과 함께 뇌 반응 기반의 훈련은 상하지 기능 회복과 대뇌피질의 가소성에 큰 변화를 가져올 것으로 기대하며, 본 연구결과를 바탕으로 척수 손상으로 인한 전신마비 환자의 능동적인 재활훈련이 가능하리라 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] Delisa JA: Rehabilitation Medicine Principles and Practice, 3rd ed., pp 1259-1291, Lippincott-Raven, 1998
- [2] Herbold J., Walsh M. and Reding M., "Rehabilitation Hospital Versus Nursing Home Setting for Rehabilitation Following Stroke: A Case-Matched Controlled Study," Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, Vol. 88, pp. e17-e18, 2007
- [3] Chang-Hwan Im, Introduction to EEG-Based Brain-Computer Interface (BCI) Technology, J. Biomed. Eng., 1-13, 2010
- [4] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM, "Brain-computer interfaces for communication and control," Clin Neurophysiol, 113(6):767-91, 2002
- [5] Janis J Daly, Jonathan R Wolpaw, "Brain - computer interfaces in neurological rehabilitation," The Lancet Neurology, vol 7, Issue 11, pp. 1032 - 1043, 2008
- [6] Dijkerman HC, Ietswaart M, Johnston M, MacWalter RS. Does motor imagery training improve hand function in chronic stroke patients? A pilot study. Clin Rehabil. 2004 Aug;18(5):538-49.
- [7] Langhorne P, Coupar F, Pollock A. Motor recovery after stroke: a systematic review. Lancet Neurol. 2009 Aug;8(8):741-54.
- [8] Mueller-Putz G., Scherer G., Brauneis R.C. , and Pfurtscheller G., "Steady state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components," J. Neural Eng., vol. 2, no. 4, pp. 123 - 130, 2005
- [9] Robinson AJ, Snyder-Mackler, L. Clinical electrophysiology: electrotherapy and electrophysiologic testing 3rd ed. Baltimore: Lippincott Williams and

Wilkins, 151–196, 198–237, 239–274, 2008

[10] Alon G et al. Electrotherapeutic Terminology in Physical Therapy; Section on Clinical Electrophysiology. Alexandria, VA: American Physical Therapy Association, 2005

[11] Widmaier EP, Raff H, Strang KT: Vander's Human Physiology. 10th ed , 2005

[12] Laurie Lundy-Ekman: Neuroscience Fundamentals for Rehabilitation 3rd Ed, 2007

[13] H. Aurlien et al. "EEG background activity described by a large computerized database." Clinical Neurophysiology 115 (3): 665 - 673. 2004

[14] M.A. Pastor , J.A., J. Arbizu , M. Valencia , J.C. Masdeu, Human Cerebral Activation during Steady-State Visual-Evoked Responses. The Journal of Neuroscience, 2003. 23(37): p. 11621–11627.

[15] Müller M. M., Andersen S., Trujillo N. J., Valdés-Sosa P., Malinowski P., Hillyard S. A.(2006). Feature-selective attention enhances color signals in early visual areas of the human brain. Proceedings of the National Academy of Sciences, 103, 14250–14254.

[16] Emanuel Donchin, Kevin M. Spencer, and Ranjith Wijesinghe, "The mental prosthesis: assessing the speed of a P300 based brain computer interface," IEEE Trans. on Rehab. Eng., vol. 8, no. 2, pp. 174~179, June 2000

[17] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, and T. M. vaughan, "Brain-computer interface research at the wadsworth center," IEEE Trans. on Regab. Eng., vol. 8, no. 2, pp. 222–226, June 2000

[18] J.R. Wolpaw , N.B., D.J. McFarland , G. Pfurtscheller , T.M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," Clinical Neurophysiology, .113: pp. 767–791, 2002

[19] Danhua Zhu, Jordi Bieger, Gary GarciaMolina, and RonaldM. Aarts "A Survey of StimulationMethods Used in SSVEP-Based BCIs," Computational

Intelligence and Neuroscience, vol. 2010, 2010

[20] McNeal DR, Bowman BR., “Selective activation of muscles using peripheral nerve electrodes.” Med. Biol. Eng. Comput., 23: 249–253, 1985

[21] Marsolais EB, Kobetic R. Functional walking in paralyzed patients by means of electrical stimulation. Clin.Orthop., 30–36, 1983

[22] Cameron T, et al., “Micromodular implants to provide electrical stimulation of paralyzed muscles and limbs.” IEEE Trans. Bio-med. Eng., 44: 781–790, 1997

[23] Tim Watson, Electrotherapy: evidence-based practice, 12th Edition, 2008

[24] Barry J. Broderick, Paul P. Breen and Gearóid ÓOLAighin, “Electronic Stimulators for Surface Neural Prosthesis,” JAC, Un OF BELGRADE, vol. 18(2), pp25–33, 2008

[25] Sharbrough, Chatrian, Lesser, Lders, Nuwer, and Picton. American Electroencephalographic Society Guidelines for Standard Electrode Position Nomenclature. 1991.

[26] Walter, D.O., Leuchter, A.F. A Tourial on Classical Computer Analysis of EEGs: Spectra and Coherences in Analysis of the Electrical Activity of the Brain, ed. by Angeleri F., Butler S., Giaquinto S., Majkowski J. Wiley & Sons pp. 105–124. 1997.

[27] S. Sanei and J. A. Chambers, EEG Signal Processing. West Sussex,. England: John Wiley and Sons, 2007

ABSTRACT

Analysis of Steady-Stat Visual Evoked Potential(SSVEP)-based Brain-Machine Interface(BMI)-controlled Functional Electrical Stimulation(FES) for Motor Control and Rehabilitation in Paralyzed Patients

Sohn, Ryang Hee

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

A brain-machine interface (BMI) is an interface in which a brain accepts and controls a mechanical device as a natural part of its body. It can be used as an assistive technology (AT) as well as a neurorehabilitation tool. The purpose of the BMI is to provide a method for people with damaged sensory and motor functions to use their brain to control artificial devices and restore lost ability via the devices. Functional electrical stimulation (FES) is a method of applying low level electrical currents to the body to restore or to improve the function. The electrotherapy has been widely used and its advantages have been well accepted in the field of rehabilitation. Steady-state visual evoked potential (SSVEP) was used in BMI. SSVEP are signals that are natural responses to visual stimulation at specific frequencies. When the retina is excited by a visual stimulus ranging from 3.5 Hz to 75 Hz, the brain generates electrical activity at the same (or multiples of) frequency of the visual stimulus.

The purpose of this study was to develop a SSVEP-based BCI rehabilitation training system for spinal cord injured persons. The six electrodes were attached at the locations of PO_Z, PO₃, PO₄, O_Z, O₁ and O₂

referent to the international 10-20 system, and the reference electrodes were placed at A₁ and A₂. The electroencephalogram (EEG) signals were recorded at the sampling rate of 256Hz with 10-bit resolution using BIOPAC systems. The fast Fourier transform (FFT)-based spectrum estimation method was applied to control the FES-based neuroprosthetic system. The functional electrical stimulation (FES) control signals were digitized and transferred from the personal computer (PC) to the micro control unit (MCU, MSP430, USA) using the Bluetooth communication. The frequency of FES was set to 10~20 Hz, the pulse width at 200us, and the stimulation amplitude at 10~20mA.

This study showed that the present SSVEP-based BMI-controlled FES rehabilitation training system makes successful muscle movements (wrist flexion, extension and ankle dorsiflexion), inducing the electrical stimulation of forearm and lower-arm muscles in the healthy volunteers.

Key words : brain-machine interface (BMI), steady-state visual evoked potential (SSVEP), functional electrical stimulation (FES), assistive technology (AT)