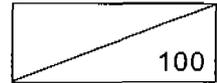


2004년 1월

03ZC1100-01-0723P



의료기반 VR Therapy 기술 개발

Development of a Virtual Reality-based Medical Therapy Technology



인 사 말 씀

의료 기반 VR Therapy 기술은 의료분야에 가상현실 기술을 접목하여 신 개념의 융합기술을 개발 하고자 시작한 과제이다. 즉 정신적, 신체적 장애자에게 인위적인 시각, 청각, 촉각 자극을 제시하여 장애자의 주관적 현실(기억, 인지, 신체 감각적 경험 등)을 객관적 현실로 유도하기 위한 신 차원의 의료 체계로 발전시키는 노력이 진행 중이다. 선진국에서는 이미 가상현실 치료 기술 분야에서 기술적 우위를 선점하기 위해 국가적 차원에서 적극적인 투자를 아끼고 않고 있다. 반면 우리나라에서는 일부 대학 병원에서 산발적이며 소규모적인 치료 행위를 시도하고 있으나, 의사들의 가상현실에 대한 지식, 기술 및 정보에 대한 미흡으로 큰 진전이 없는 상태에 머물러 있다.

본 연구에서는 이러한 국내 여건을 고려하여 기존의 정신치료 방법이나 체계를 분석하여 연차별로 IT기술화 시켜 나가는 한편 지체 장애인들이 쉽게 컴퓨터나 재활기기를 조작할 수 있도록 생체신호(뇌파, 근전도)를 이용하는 신 개념의 인터페이스를 제안하고 이의 구현에 필요한 알고리즘의 개발, 착용성을 고려한 하드웨어 설계 및 구현, 이를 지체 장애자로 하여금 직접 착용성과 조작성을 테스트하게 하여 기술의 완성도를 높여 나가고 있다. 향후 지속적으로 기술의 완성도를 높여 지체장애자나 노인 등 노약자들이 쉽게 사회적 인프라인 각종 인터넷 서비스, 재활기기를 일반인 수준으로 조작할 수 있는 수준으로 발전 시켜 나갈 것이다.

이러한 연구개발의 성과로 현재까지 정보사회에서 소외되었던 계층의 사용자를 수용할 수 있는 기술적 환경을 마련함은 물론 복지사회 구현에 미력하나마 기여할 수 있는 기술로 자리매김 할 수 있을 것이다. 본 연구결과는 향후 의료 VR 분야 뿐만 아니라 착용형 컴퓨터 인터페이스 기술, 3차원 게임 및 교육 등 가상현실과 관련된 다양한 응용분야에서 널리 사용될 것이라 전망된다. 끝으로 이 사업을 계속 수행할 수 있도록 지원해 주신 관계자 여러분께 깊은 감사를 드리며, 직접 연구에 참여한 연구원 여러분의 노고를 치하하는 바이다.

2004. 1.

한국전자통신연구원장 임 주 환

제 출 문

본 보고서를 “의료기반 VR Therapy 기술개발”의 최종 연구 개발
결과 보고서로 제출합니다.

2004년 1월 20일

주관연구기관 : 한국전자통신연구원

연구 책임자: 최진성

참여 연구원: 김기홍, 김상원,

김용완, 김종성,

김현빈, 김홍기,

김형래, 손욱호,

이기석, 양응연,

정혁, 허미영

요 약 문

1. 제목

의료기반 VR Therapy 기술개발

2. 연구 개발의 목적 및 중요성

가상현실 기술을 의료분야에 접목한 VR 기술을 개발하여 정신장애자, 지체장애자에게도 평등한 정보 서비스를 제공받을 수 있는 수단과 기회를 제공하고자 함을 그 목적으로 한다. 이러한 목적을 달성하기 위해 당해연도는 장애자들이 키보드, 마우스를 대신 사용할 수 있는 입력 및 포인팅 디바이스로의 인터페이스를 제안하고 이의 시제품의 개발을 구체적인 목표로 한다. 또한 지체 정도(경증~중증)에 상관없이 폭넓게 사용할 수 있도록 근전도, 뇌파 신호를 입력으로 하는 생체신호 기반의 HCI 기술을 개발한다.

이러한 기술의 중요성은 최근 모바일 산업의 급속한 성장과 웨어러블 컴퓨터를 포함하는 Post-PC, 인간과의 상호작용이 뛰어난 지능형 로봇 기술개발 사업에 대한 정부 정책에서 확연히 드러나고 있다. 또한 앞으로의 사회가 고령화 되면서 더욱 더 인간중심의 인터페이스 기술이 중요해 질것으로 예측되며 특히, 인간의 생체신호를 이용하는 인터페이스 방식은 매우 자연스러운 인터페이스 방식으로 관련 산업에 공통적으로 적용 될 수 있는 핵심공통 기술의 위치를 점하고 있어 해당 기술의 개발이 시급하며 매우 중요하다.

3. 연구 개발의 내용 및 범위

기본 과제에서의 연구개발의 내용과 범위는 크게 근전도 기반 HCI 기술, 뇌파 기반 HCI 기술, 마지막으로 치매 예방/치료 의료 VR 시스템 개발로 나누어진다. 또한, 연차별 주요 연구내용과 결과를 정리하여 연계성 있는 연구개발을 꾀하였다.

□ 근전도 기반의 HCI 기술개발

기존의 마우스나 키보드 등의 입력 장치 사용이 어려운 장애인과 향후 모바일 환경에서의 편리한 HCI 환경을 제공하기 위해 인간의 몸에서 발생하는 근전도 신호를 이용하며, 이로부터 컴퓨터로의 입력 및 이동기기 제어에 필요한 HCI 프로토타입을

제작함. 근전도 기반 HCI 프로토타입의 제작에는 HCI의 목적에 맞도록 탈부착이 용이한 센서 탈부착 모듈, 근전도 신호 획득 및 A/D 변환 하드웨어, 신호 획득 및 패턴 인식 프로그램 모듈, 마우스 제어 프로그램 모듈이 포함되어 있다.

2000	2001	2002
- 근전도 획득 프로토타입 시스템 개발 (1채널)	- 근전도 획득 및 신호처리용 프로그램 모듈 개발	- 손목 움직임을 이용한 근전도 기반 4가지 명령어 입력용 인터페이스 프로토타입 설계. - 탈부착이 용이한 센서 탈부착 모듈 개발 (1차버전) - 상용 하드웨어 기반의 근전도 획득 및 패턴 학습 알고리즘 및 프로그램 개발

□ 뇌파 기반의 HCI 기술개발

정상인 혹은 기존의 마우스나 키보드 등의 입력 장치 사용이 어려운 장애인에게 보다 직관적이고 사용이 용이한 HCI를 제공하기 위해 인간의 뇌에서 발생하는 뇌파 신호를 인터페이스의 도구로 활용하는 연구를 수행하였다. 수단으로 사용되어진 신호는 피험자가 의도적으로 발생시킨 잡파(Artifact)를 포함하는 가용뇌파와 상상을 용이하게 하는 시각자극에 의해 유도된 심상뇌파로 크게 구분되며, 각각의 경우에 대해서 신호를 채집, 분석하여 특징정보를 추출하고 결과 패턴들을 온라인으로 인식하는 알고리즘을 개발함. 나아가 이를 통해 게임 등의 응용 프로그램을 구동하게 하는 인터페이스 프로토타입을 완성하였다.

2000	2001	2002
- 시계열 데이터의 전처리 알고리즘 개발 - 긍정/부정 인식을 위한 뇌파처리 알고리즘 개발	- 방향인식용 뇌파 DB 프로토타입 구축 - 2방향 인식을 위한 뇌파 특징 추출 알고리즘 개발	- 4방향 제어를 위한 의료현장용 뇌파 DB구축 - 통계처리에 의한 뇌파 분석 및 인식알고리즘 개발

□ 치매 예방/치료 의료 VR 시스템 개발

치매환자용 의료 VR 시스템의 개발을 위해 필요한 통합 개발환경 구축을 목표로 다양한 가상 환경을 제시를 위한 스크립트 및 시나리오 편집 지원 기능과 치매 환자가 시스템을 이용한 결과를 가시화하고 인터넷상에서 쉽게 접근할 수 있는 웹 기반의 리포팅 및 지원 기능을 개발하였다.

2000	2001	2002
<ul style="list-style-type: none"> - 치매 예방/치료 VR 의료시스템 개발 - 공황장애 치료 VR 의료시스템 개발 - 재활훈련 VR 의료 시스템 개발 	<ul style="list-style-type: none"> - 정신장애(치매) 예방/치료용 의료 VR 시스템 개발 · 게임 기반의 정신장애 예방/치료용 콘텐츠 개발 - 멀티스크린 출력 장치 시스템 제작 (3개의 프로젝터와 스크린 사용) · 치매환자용 입력장치 시스템 제작 	<ul style="list-style-type: none"> - 정신장애(치매) 예방/치료용 의료 VR 시스템 개발 - 치매 예방/치료용 시나리오 4종 내용 보강 및 수정 · 치매 예방/치료용 시나리오 2종에 대한 VR 콘텐츠 2종 개발 · 인터넷 기반 치료 VR 시스템 및 이를 지원하는 환자 정보 관리 시스템/DB 구축 · 사용자가 흥미로운 VR 콘텐츠를 조작하여 재활 치료 과정을 수행하고 치료효과를 증대시킬 수 있는 Haptic VR 시스템

4. 연구개발 결과

□ 근전도 기반 HCI 기술 개발을 위하여 편리한 센서 탈부착을 위한 센서탈부착 모듈, 근전도 획득을 위한 하드웨어 모듈, 포인팅 디바이스 제어를 위한 프로그램 모듈을 개발하고 이를 통합하여 인터페이스 프로토타입을 개발하고 피험자를 대상으로 사용자 평가를 수행하였다.

□ 뇌파 기반 HCI 기술 개발을 위하여 뇌파신호 분석/명령어 인코딩을 위한 프로그램모듈을 개발하고 이를 뇌파획득을 위한 헤드밴드형태의 센서 모듈 및 신호 녹음용 H/W모듈과 통합하여 인터페이스 프로토타입을 개발하고 피험자를 대상으로 사용자 평가를 수행하였다.

- 치매 예방/치료용 통합 개발 환경 구축을 위하여 시나리오를 손쉽게 추가할 수 있도록 템플릿 기능을 지원하는 맵 에디터, 의사가 원하는 형태로 결과를 확인할 수 있는 웹 기반의 리포팅 기능 추가 및 상용화 수준의 콘텐츠 업그레이드 수행을 통하여 기술의 상용화에 용이하고 차후 기능성 게임 제작 플랫폼으로 이식이 용이한 치매 VR 콘텐츠 및 시스템을 개발하였다.

5. 활용에 대한 건의

본 과제와 주요 연구결과는 크게 두 가지 관점에서 폭 넓게 활용될 수 있다. 첫 번째는 경증~중증의 지체장애자를 위한 인터페이스로서의 활용이다. 즉, 신체의 일부분의 장애를 가진 사용자로부터 전신 마비로 인해 의식만 있는 중증장애인에 이르기까지, 주변 환경(environment control)과 상호작용하고 최소한의 의사교환 수단을 제공하여 일상 생활을 영위할 수 있도록 할 수 있다. 구체적인 예로는 전신 마비로 최소한의 근육조작 움직임이 없을 경우 뇌파를 통해 휠체어, 컴퓨터를 제어할 수 있는 인터페이스로 활용된다.

둘째는 치매, 정신 공황장애를 위해 개발된 의료 VR 시스템은 가상현실 저작 도구, 시나리오 기반의 가상현실기술, 상황 연출을 위한 스크립트를 포함하고 있어 기능성 게임, 멀티미디어 콘텐츠 제작 등 디지털콘텐츠 분야에 접목 활용 될 수 있다. 또한, 본 과제와 기술이 효과적으로 활용되면, 인간과 인터페이스 되는 각종 애플리케이션 분야에서의 제품과 기술의 가치를 높여 줄 수 있을 것이다.

앞으로의 기술과 사회가 유비쿼터스 환경, 유무선 통합 환경, 웨어러블 컴퓨터 등의 새로운 컴퓨터 환경으로 발전할 것으로 자명하며, 컴퓨팅 환경이 사무실, 연구실 등 고정된 환경에서 벗어나 언제, 어디서나 원하는 정보에 접근하고 조작할 수 있는 모바일 환경으로 발전 시 생체신호 기반의 HCI 기술은 매우 광범위한 산업과 분야에 폭 넓게 활용될 수 있을 것이다

6. 기대효과

우리나라도 선진 각국과 유사하게 앞으로 고령화 사회로 급속히 전환 될 것으로 예측되고 있다. 이러한 환경에서도 국가 경쟁력을 유지하고 삶의 질을 높일 수 있는 국가 차원의 복지 IT기술의 개발이 필요하다. 이러한 관점에서 본 과제는 인구의 노

령화로 인해 필연적으로 수반되는 노인성 치매의 극복, 장애자의 동등한 정보 접근 수단 제공 등 국민 후생복지 증진에 큰 역할을 할 것으로 기대된다.

또한, 치매 및 정신공황장애의 예방 및 재활, 지체 장애자의 재활치료에 투입되는 의료기와 인력을 대체하여 비용을 절감할 것으로 기대된다. 궁극적으로, 사용자의 편의성을 극대화한 생체정보기반의 인터페이스는 기존의 인터페이스와 차별화하여 신 개념의 차세대 인터페이스로 관련 산업의 시장 창출 가능성을 높여 주어 새로운 수요를 창출 할 수 있는 기회 여건을 조성하는데 기대효과가 클 것이다.

여백

Summary

1. Title

Development of a Virtual Reality-based Medical Therapy Technology

2. Objectives and Significance

The goal of this research project is to provide the mentally or physically-handicapped with equal opportunity of access to the services of IT technology by developing a Virtual Reality technology applied to medical treatment. To this end, we aims to propose and develop a prototype of a pointing device which serves the purpose of an input device in replace of the existing keyboard and mouse devices. Also, we aims to develop a bio-signal based HCI (Human-Computer Interaction) technology which utilize EMG and EEG as input signals, so that they can be used for various cases of physical disabilities depending on the severity of motor-skill injury.

The importance of the bio-signal based HCI is manifest in the recent policy of the government, which plans to increase the funds and investment on the development of wearable computer centered Post-PC and human-friendly intelligent robot technology as well as the drastic advances in mobile technology industry. Furthermore, this technology is getting more and more significant as the aging population in the society becomes increasingly larger. In this respect, it is of utmost urgency to develop the corresponding technologies, since bio-signal based user interface as a human-friendly interface serves a common core technology that is applicable various other related industry.

3. Contents and Scope

Development of EMG-based HCI technology

To develop a prototype HCI device for accepting user input on a computer or for controlling directional movements of mobile devices by utilizing bio signals

extracted from the human-beings, so that it could be useful in their everyday lives for those handicapped people who do not have the capability of using the conventional mouse and keyboard control and for those working in a mobile environment. Included in the development of BMG-based HCI prototype system is sensor module which facilitates easy attachment and removal to be used as a means of HCI, Both hardware and software modules for EMG signal acquisition and A/D conversion, pattern recognition software module.

2000	2001	2002
Development of a prototype system for EMG signal acquisition (1 channel)	Development of a program module for EMG signal acquisition and processing	Design of an interface for input command processing which makes use of wrist movements Development of sensor module which facilitates easy attachment and detachment (Version 1) Development of algorithm and program for EMG signal acquisition and pattern learning using commercial hardware unit

□ Development of EEG-based HCI technology

To pursue a research on developing a user interfaces utilizing human-being's brain signal for providing the handicapped who find it hard to use the conventional mouse and keyboard and the normal people as well, as a means of HCI. The bio signals used for this purpose can be classified into utilizable and ordinary EEGs, which are produced intentionally or through a mental imagination action stimulated by visual effects by a subject testee. Algorithms for acquiring, analyzing, and extracting features and recognizing resultant patterns on-line are to be developed for each case. Eventually, all these technologies will be used in developing a prototype interface system that can

be practically used for game applications will be developed with.

2000	2001	2002
Development of an algorithm for preprocessing time-series data	Construction of prototype EEG reference DB for recognizing directional movements	Construction of field-verified EEG reference DB for recognizing four directional movements
Development of an algorithm for Yes/No command recognition using a EEG	Development of an algorithm for feature extraction for EEG signal	Development of an algorithm for analysis and recognition of EEG signal by a statistics processing

Development of VR-based dementia prevention/treatment system

Development of VR-based medical therapy system of a new paradigm for mentally and physically handicapped people who are suffering from dementia, panic, and physical disabilities, being used for prevention, treatment, and rehabilitation purpose. In the existing dementia prevention/treatment systems, VR technology have applied to the measuring standard criteria for the mentally-disordered people suffering from dementia, this research is focusing on the development of VR-based mental treatment by exploiting the use of human-being's basic senses as a user interface within the high-quality 3D medical scenario contents for dementia prevention/treatment.

2000	2001	2002
<ul style="list-style-type: none"> - Development of VR-based medical system for preventing/treating dementia - Development of VR-based medical system for panic disorder - Development of VR-based medical system for rehabilitation purpose 	<ul style="list-style-type: none"> - development of VR-based medical system for preventing/treating mental disorder (dementia) ·Development of game-based therapy contents for mental disorder - Construction of a multi-screen output system by using three projectors and screens each) · Construction of an in/out device for the demential 	<ul style="list-style-type: none"> -Development of VR-based medical system for preventing/treating mental disorder (dementia) - Addition/modification of four VR contents for preventing/treating dementia ·Development of two VR contents for preventing/treating dementia ·Internet-based VR therapy system and the construction of its patient management system/DB ·Haptic VR system for a user to perform a therapy work and improve its efficiency by manipulating the VR content

4. Results

- Building a EMG-based interface system to be used as a means of HCI, and doing the performance test of it among the subject testees by developing individual component modules and performing their systematic integration: a hardware module for facilitating an easy attachment and removal, hardware module for EMG signal acquisition, software control module for driving the pointing device to be uses as a means of HCI, is sensor module both hardware and software modules for EMG signal acquisition and A/D conversion, pattern recognition software module.
- Building a EEG-based interface system to be used as a means of HCI, and

doing the performance test of it among the subject testees by developing a software module for EEG signal analysis and command generation, integrated with sensor module of a head-band shape and hardware module for the signal recording,

- Building a medical therapy system whose core technology is easily transferable to the industry for commercial purposes, and can be used as a development platform for functional computer games through individual works: Development of a map editor which supports the template capability with an add functionality for constructing integrated development environment of a scenario-based 3D contents for dementia prevention/treatment, web-based result-reporting functionality for a verification purpose by a surgeon, and upgrade of the scenario-based 3D contents to a commercial level.

5. Suggested Applications

The results of this research project has two main applications. First, it can be used as a means of user interfaces for those handicapped people with light through moderate physical disabilities. In other words, this can help those with such physical disabilities of partial or no motor control to lead a normal daily lives through providing them with a means of interacting with the environment and communicating with other people. For example, it is useful for those with total loss of motor skills due to total paralysis to control the wheelchair and computer with the aid of EEG signals.

Secondly, VR-based medical therapy system can be applied to digital contents area such as functional computer games and multimedia contents, since it has the functionalities of VR authoring tool, scenario-based VR technology, scripting capability for producing scenario-based situation. Also, the resultant technology developed in this research project can be effectively used for

raising the value of products and derived technologies from it in the applications of human-computer interface.

In the future, mobile computing environment will be prevalent, which facilitates access to informations is easy to everybody at any place and time anywhere with the development of the wire or wireless communications, ubiquitous and wearable computing technology. Bio-signal based HCI technology has a big potential in its wide industry applications and usages in such mobile society,

6. Expectancy

It is prospected that Korea is rapidly growing into an aging society as is other highly-developed countries. Thus, it is highly requested to develop a IT technology nation-wise, which improves people's well-being, and strengthens and maintains national competitiveness at the same time. In this respect, the technology advance in the related research areas is expected to play an key role in improving the public welfare by providing a means to overcome senile dementia epidemic which is ensued in the aging society and gain an easy access to the information for the disabled.

It will also help reduce the required effort and medical expenses incurred by replacing conventional medical practices (both medical equipments and human man-power) to treat the mentally and physically handicapped people who are suffering from dementia, panic, and physical disabilities for prevention, cure, and rehabilitation purposes. Ultimately, bio-signal based interfacing technology Besides this advantage, HCI technology play a key role in creating new market demand through bringing forward of a new paradigm of an interface technology which is distinguishable from the existing ones and allows for user's convenience greatly.

목 차

제 1 장 서론	1
제 1 절 연구의 필요성	3
제 2 절 연구목표 및 내용	4
제 3 절 시스템 개요 및 구조	5
제 4 절 기대효과	6
제 2 장 기술 동향	7
제 1 절 개요	9
1. 생체신호 기반 HCI 기술	9
2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술	10
제 2 절 국외 기술 동향	11
1. 생체신호 기반 HCI 기술	11
2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술	18
제 3 절 국내 기술 동향	20
1. 생체신호 기반 HCI 기술	20
2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술	22
제 3 장 생체신호 기반 HCI 기술 및 개발 결과	25
제 1 절 생체신호 기반 HCI 기술 및 시스템의 개요	27
제 2 절 근전도 기반 HCI 시스템	29
1. 근전도 기반 HCI 개요	29
2. 근전도 신호 획득 장치	31
3. 근전도 신호 패턴 학습/인식 시스템	35
4. 근전도 마우스 실험 결과	35
제 3 절 뇌파기반 HCI 시스템	47
1. 뇌파 기반 HCI 개요	47
2. 가용뇌파 기반의 인터페이스 설계 및 구현	48
3. 심상 기반 뇌파 인터페이스 개발	59

제 4 장 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 기술 설계 및 개발 결과	81
제 1 절 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 기술의 개요	83
제 2 절 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 시스템 설계 구현	85
1. 치매 치료/예방 콘텐츠	85
2. 치매 치료/예방 저작 지원 기능	96
제 5 장 결론 및 추후 과제	105
참고문헌	109
부 록 : 연구개발 결과물 목록	113

Table of Contents

Chapter 1	Introduction	1
Section 1	Needs of the Project	3
Section 2	Purpose and Contents of the Project	4
Section 3	System Overview	5
Section 4	Expected Effect	6
Chapter 2	Trends of Related Technology	7
Section 1	Trends : Overview	9
1.	Biosignal-based HCI Technology	9
2.	Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	10
Section 2	Trend of Technology Abroad	11
1.	Biosignal-based HCI Technology	11
2.	Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	18
Section 3	Trend of Technology in Domestic	20
1.	Biosignal-based HCI Technology	20
2.	Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	22
Chapter 3	The Results of Biosignal-based HCI Technology	25
Section 1	Overview of Biosignal-based HCI Technology and System	27
Section 2	EMG-based HCI System	29
1.	Overview of EMG-based HCI System	29
2.	Hardware for Acquisition of EMG	31
3.	Software for EMG-controlled Pointing Device	35
4.	Experimental Result for EMG-MOUSE	35
Section 3	Development of Interface based on EEG	47
1.	Brief overview of an EEG-based HCI	47
2.	Design and implementation of an ' <i>available EEG</i> '-based HCI	48
3.	Development of EEG-based HCI	59

Chapter 4	Development of Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	81
Section 1	Overview of Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	83
Section 2	Implementation of Dementia Treatment/prevention-based VR Therapy Technology	85
1.	Contents for Dementia Treatment/prevention	85
2.	Authoring Tool for Dementia Treatment/prevention	96
Chapter 5	Conclusion and Further Works	105
Reference	107
Appendix	: Lists of Research Products	111

그림 목차

1. 그림 1-1-1 VR 인터페이스 연구 동향	3
2. 그림 1-3-1 의료기반 VR Therapy기술 개발 과제 개요	5
3. 그림 2-2-1 Brain Fighter와 뇌파 측정 장치	15
4. 그림 2-2-2 Cyberlink	15
5. 그림 2-2-3 Mind Switch	16
6. 그림 2-2-4 Arm abduction orthoses	17
7. 그림 2-3-1 Q-jump	21
8. 그림 3-1-1 개발된 생체신호 기반 HCI 시스템 개요	27
9. 그림 3-2-1 개발된 근전도 기반 방향 인식용 인터페이스의 시스템 개요	29
10. 그림 3-2-2 EMG 인터페이스를 위해 정의된 기본 동작들	30
11. 그림 3-2-3 근전도 신호 획득 장치의 구성	31
12. 그림 3-2-4 Delsys 사의 DE-2.1 센서의 외관.	32
13. 그림 3-2-5 근전도 센서 탈부착 모듈의 외관	33
14. 그림 3-2-6 근전도 신호 증폭 및 A/D 변환 모듈의 외관.	34
15. 그림 3-2-7 근전도 기반의 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 구성도.	35
16. 그림 3-2-8 데이터 획득 프로그램 모듈의 개요.	36
17. 그림 3-2-9 근전도 신호 처리 소프트웨어 패키지의 실행 모습	37
18. 그림 3-2-10 Serial port 초기화 화면.	39
19. 그림 3-2-11 저장될 파일 이름을 지정 장면.	39
20. 그림 3-2-12 저장될 파일이름을 기록 장면.	40
21. 그림 3-2-13 데이터 획득 시작 장면.	40
22. 그림 3-2-14 패턴 학습 프로그램 모듈의 구성도	41
23. 그림 3-2-15 학습 및 테스트할 데이터 파일을 지정하는 장면	42
24. 그림 3-2-16 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 모듈의 순서도.	43
25. 그림 3-2-17 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 GUI.	44
26. 그림 3-2-18 마우스 포인터 제어 프로그램의 실행 화면 예.	44
27. 그림 3-2-19 근전도 기반 마우스 제어 적용 및 데이터 획득을 위한 프로세스.	45

28. 그림 3-3-1 신호채집을 위한 측정 장비 및 신호채집 장면	49
29. 그림 3-3-2 특정 동작에 따라 발생된 신호유형들	51
30. 그림 3-3-3. 특징정보추출(Feature extraction)과정	52
31. 그림 3-3-4 시간변화에 따른 각 Class별 LPC 정보	53
32. 그림 3-3-5 LPC 차수 및 HMM의 상태 수에 따른 인식오율	54
33. 그림 3-3-6 인터페이스용 GUI	54
34. 그림 3-3-7 피험자의 동작유형과 시점을 알려주는 Cue box	56
35. 그림 3-3-8 특징정보 추출 및 HMM 생성 과정	57
36. 그림 3-3-9 미로 게임과 단어 구성 게임	58
37. 그림 3-3-10 인터페이스 시스템의 하부 모듈, 함수 및 모듈 관계도	58
38. 그림 3-3-11 온라인 테스트베드 시스템	60
39. 그림 3-3-12 데이터 수집 및 분석 인터페이스	61
40. 그림 3-3-13 자극안	63
41. 그림 3-3-14 자극안 요령	64
42. 그림 3-3-15 데이터 채집 구간	67
43. 그림 3-3-16 시스템 구조	68
44. 그림 3-3-17 시스템 구조	68
45. 그림 3-3-18 8개의 다른 데이터 집합에 대한 PCA와 제안 방법의 분류성능	74
46. 그림 3-3-19 PCA와 제안 방법의 분류성능	74
47. 그림 3-3-20 뇌파의 주성분	75
48. 그림 3-3-21 Raw Data	76
49. 그림 3-3-22 Independent Components	76
50. 그림 3-3-23 artifact data	76
51. 그림 3-3-24 EOG와 EMG 성분을 제거한 후의 데이터	76
52. 그림 4-1-1 기존 방법과의 차별성	84
53. 그림 4-2-1 맵 스케치 (1)	88
54. 그림 4-2-2 맵 스케치 (2)	88
55. 그림 4-2-3 각 오브젝트 데이터	90
56. 그림 4-2-4 맵 데이터	91

57. 그림 4-2-5 치료 이벤트: 아이 도와주기	93
58. 그림 4-2-6 치료 이벤트: 아이에게 필요한 물건 사기	93
59. 그림 4-2-7 치료 이벤트: 집 찾아가기	94
60. 그림 4-2-8 치료 이벤트: 신호등 건너기	94
61. 그림 4-2-9 치료 이벤트: 말긴 열쇠 찾기	95
62. 그림 4-2-10 치매 치료/예방 저작 지원 기능의 전체적인 구성	96
63. 그림 4-2-11 시나리오 에디팅 모듈의 동작도	97
64. 그림 4-2-12 시나리오 작성용 플로우차트 에디팅 기능 화면	97
65. 그림 4-2-13 시나리오 히스토리별 관리 기능 화면	98
66. 그림 4-2-14 스크립트 에디팅 모듈의 동작도	99
67. 그림 4-2-15 스크립트 작성 화면	100
68. 그림 4-2-16 스크립트 템플릿 등록	100
69. 그림 4-2-17 스크립트의 블록 다이어그램 화면	101
70. 그림 4-2-18 치매 치료/예방 콘텐츠 리포팅 동작도	102
71. 그림 4-2-19 숲속 콘텐츠 리포팅 화면	102
72. 그림 4-2-20 리포팅 설정 화면	103
73. 그림 4-2-21 리포트 요소들의 속성 설정 화면	103
74. 그림 4-2-22 차트 속성 설정 화면	104

표 목 차

1. 표 2-2-1 근전도 기반 인터페이스 선행 연구	13
2. 표 2-2-2 국외의 뇌파 기반 생체 인터페이스 연구 현황	17
3. 표 2-2-3 VR 적용 심리 치료 연구 분야	18
4. 표 2-3-1 국내 뇌파에 기반한 생체 인터페이스 연구 현황	21
5. 표 2-3-2 VR 적용 심리 치료 연구 분야	22
6. 표 3-2-1 Delsys 사의 DE-2.1 센서의 상세 스펙.	32
7. 표 3-2-2 근전도 손목움직임 인식을 측정 결과.	46
8. 표 3-3-1 각 Class에 따른 피험자가 취해야 하는 동작들	56
9. 표 3-3-2 자극 종류별/삭제한 주성분 개수별 성능	72
10. 표 3-3-3 상상 방법별/삭제한 주성분 개수별 성능	72
11. 표 3-3-4 PCA와 ICA+OPCA의 비교	73
12. 표 3-3-5 분류 성능의 비교	73

제1장 서론

여백

제 1 장 서 론

제1절 연구의 필요성

가상현실 분야는 그 동안 시각, 청각 중심의 기술을 중심으로 연구되어 왔으나, 향후에는 생체신호, 촉각 등 신체에 내재된 신호와 감각을 매개로 컴퓨터와 효과적으로 인터페이스 하는 기술에 대한 연구가 매우 중요한 분야로 자리 잡을 것으로 예상된다.

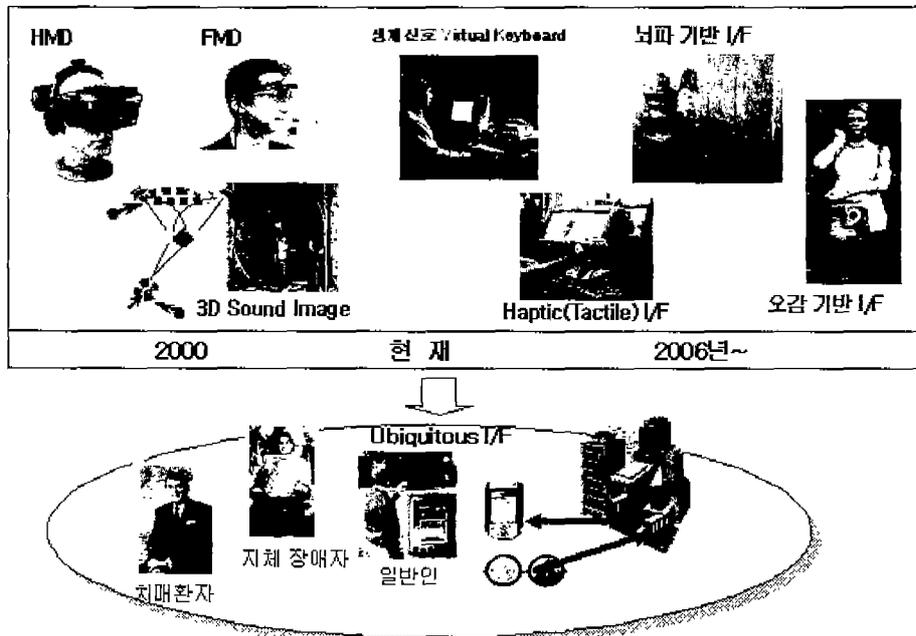


그림1-1-1 VR 인터페이스 연구 동향

이와 같은 근거로는 앞으로 모바일, 유비쿼터스 환경에서 등장하는 각종 정보 단말기가 이동형, 착용성, 사용성이 매우 중요한 요인인데 이중 사용자가 쉽게 조작하는 수단인 제공이 가장 중요한 요인으로 등장하게 될 것이다. 이러한 관점에서 본 연구는 컴퓨터와 인간의 상호작용을 효과적으로 수행하기 위한 수단으로 생체신호를 매개

로 하고 가장 자연스럽게 직관적인 인터페이스 개발을 지향하고 있어 연구의 필요성이 그 어느 때보다 중요하다 할 수 있다.

또한 그 동안 급속한 사회의 정보화에 따라 정보 접근권에서 소외되었던 계층인 노인, 지체장애자들도 이러한 기술개발을 통해 일반인과 동등한 수준의 정보에 접근하고 활용할 수 있는 사회적 정보 격차를 해소하여 복지 IT 사회 실현에도 일조할 수 있어 해당 기술개발이 절실히 필요한 시기라 할 수 있다.

제2절 연구목표 및 내용

본 연구는 가상현실 기술을 의료 분야, 특히 치매환자, 장애인 및 노약자들의 재활 분야에 적용하여 예방/치료의 극대화를 꾀할 수 있는 의료 시스템을 개발하고, 노령 인구 혹은 지체장애자 등 해당 사용자들이 시스템과 보다 편리하고 자연스러운 상호작용을 할 수 있도록 하는 생체정보에 기반을 둔 신 개념의 휴먼 인터페이스를 설계하며 IT에 근간한 고품질의 복지 의료서비스를 가능하게 하는 핵심기술의 확보를 목표로 한다.

당해연도에는 연구목표를 좀 더 세분화하여 지체 장애자가 컴퓨터, 재활기기(휠체어 등)를 조작하기 위한 생체신호(뇌파/근전도) 기반 I/F 기술 및 치매 환자의 예방/치료를 위한 콘텐츠 제작 지원 기능 개발을 목표로 하였다. 주요 연구 내용은 생체신호 기반 인터페이스를 위해 방향제어용 표준 뇌파 DB를 구축하였으며, 상·하·좌·우(4축) 제어 신호 검출을 위한 특징 추출 및 응용 알고리즘을 개발하였다. 또한 결과물의 성능을 확인하기 위해 뇌파 및 근전도 인터페이스 프로토타입을 구현하여 결과물의 우수성을 확인하였다.

또한, 치매 치료용 의료VR시스템에서는 치매 콘텐츠 편집기 및 웹기반의 리포팅 기능을 포함한 통합 개발 환경을 개발하였으며, 분당 차병원에서 주기적인 필드 테스트를 통한 피드백을 반영하였다.

제3절 시스템 개요 및 구조

앞서 제2절에서 언급한 연구의 내용을 개략적으로 도식화하면 아래와 같다. 그림에서 보듯이 본 과제에서 의미를 두는 의료 가상현실 기술은 크게, 다양한 의료 콘텐츠에 근간한 치매의 예방/치료 및 재활치료를 위한 의료 VR 시스템의 개발과 이러한 시스템과 사용자간의 실질적인 상호작용을 담당하는 생체신호 인터페이스의 개발로 나눌 수 있다. 특히, 신뢰성 있는 의료 VR 시스템의 개발을 위해서는 환자를 대상으로 한 임상학적 실험결과가 반드시 필요함을 감안하여 의료기관의 다양한 자문을 수용, 실제 개발에 반영하고 그 결과를 피드백을 통해 상호 보완, 검증하는 등 쌍방 간에 긴밀한 협조체제가 이루어지도록 하였다.

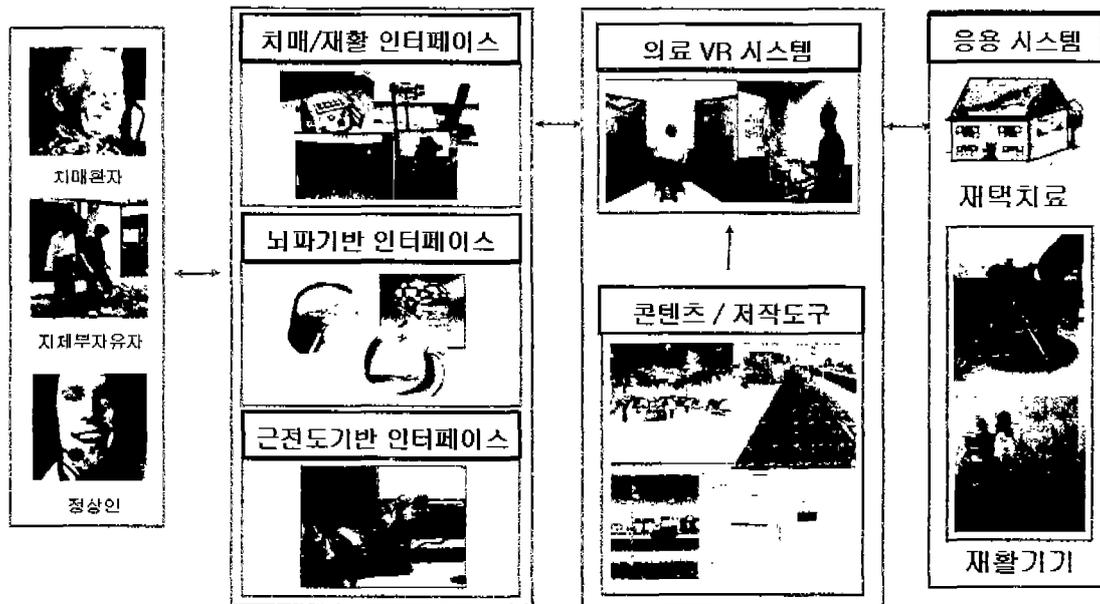


그림 1-3-1 의료기반 VR Therapy기술 개발 과제 개요

제4절 기대효과

본 기술은 IT기술과 복지기술이 포함된 융합기술이며, 현재 시장 확대의 한계를 겪고 있는 가상현실 기술 분야의 새로운 시장으로서 파급효과가 크며 부가가치가 높은 기술이다. 기존의 IT기술의 발달을 기반으로 한 응용의 한분야로서 IT기술과 인간중심적인 산업의 발달에 의한 그 접목분야로서 자연스럽게 발달된 가교역할을 하는 분야(Bridging technology)라고 할 수 있으며 다수의 관련 산업을 유발시키는 분야라고 할 수 있다.

HCI 생체신호를 이용한 모니터링 및 인터페이스 기술은 각종 재활 분야, 건강검진 분야 등의 의료분야에도 응용 될 수 있으므로 세계적인 향후 고령화 사회의 추세를 미루어 무한한 수요가 창출 될 수 있을 것으로 기대된다. 참고로 미국 의료기기 시장의 규모는 2001년 305억 달러, 연평균 10%의 성장을 보이고 있다.(출처 : 전자신문 2002.5.13)

VR기술의 중요성과 발달은 도리어 IT기술의 발달과 의료분야의 발달을 되먹임 시킬 수 있는 분야라고 할 수 있으며 이는 이미 유럽의 ESPRIT프로젝트, 일본의 밀레니엄 프로젝트 등 선진국을 중심으로 현재 VR관련 기반 기술을 활용한 가상현실 치료 기술 분야에서 기술 우위를 선점하기 위해서 국가적 차원의 적극적인 투자를 하고 있다. 전 세계적으로 착용형 컴퓨터의 시장은 IDC가 2004년까지 9억 달러, VDC가 2006년까지 약 6억 달러에 다다를 것으로 예측되므로, 본과제의 기술을 활용한 착용형 컴퓨터의 입력기기로 사용될 생체신호기반의 HCI 기술이 상용화 될 경우 파급효과가 매우 클 것으로 기대된다[1-4-1].

제2장 기술동향

여 백

제 2 장 기술 동향

제 1 절 개요

1. 생체신호 기반 HCI 기술

생체신호 기반 HCI 기술이란 근전도 및 뇌파와 같은 인위적으로 발생 가능한 생체 신호를 이용하여, 노약자나 장애인이 컴퓨터 이용하는데 있어서의 인터페이스(Human-Computer Interface)로 사용하거나 휠체어 등의 재활기기 구동 제어를 위한 명령어를 생성하기 위한 기술을 의미한다. 구체적으로는 생체신호의 획득을 위한 하드웨어 및 생체신호 특징 추출 및 인식 알고리즘의 개발을 주요골자로 한다. 이러한 하드웨어 및 소프트웨어 기술의 개발이 완료되면, 생체처리 전용 보드나 one-chip의 형태로 만들어져 컴퓨터나 재활기기에 부가될 수 있는 장비로 활용될 수 있다.

실제에 있어서, 생체신호 특징 추출 및 인식 알고리즘 등은 신뢰성 있는 기준 생체신호 DB의 구축에 의한 기초 실험 및 신뢰성 있는 신호의 추출 방법에 관한 다양한 방법의 고찰 등을 과정을 거쳐야 하므로, 상용화까지 상당한 시간이 필요하다. 이러한 이유로, 국내-외에서는 생체신호 기반의 HCI 개발을 위한 편리한 센서의 탈부착을 돕는 센서 탈부착 방법이나 전용 하드웨어 보드 및 칩에 대한 개발 사례가 극히 드물며, 개발되어 상용화된 제품의 경우에도 신호처리의 실시간성의 어려움, 저 인식률, 칩 소형화에 대한 기술적인 난점 등으로 인하여 경제적인 측면 및 실용적인 측면에서 한계를 지니고 있다.

기술적인 난관으로는, 실시간 생체신호 처리 및 인식이 가능한 특징 추출 방법 및 패턴 인식 방법 등의 기본적인 알고리즘의 개발 외에, 미세한 신호의 증폭 과정에서 혼재되어 나타나는 전기신호 등에 의한 노이즈(잡음)를 효과적으로 제거할 수 있는 방법이 선행되어야, 실시간 처리에 대한 효율을 볼 수가 있다. 기본적으로는, 상대적으로 잡음대 신호비가 큰 근전도의 경우에는 0.2초 이내, 뇌파의 경우에는 0.5초 이내의 응답시간을 가지는 인식 모듈 개발이 필요하다.

특히 뇌파 처리에 있어서, 신뢰성 있는 생체신호 추출에 있어서의 어려움은 근본적으로, 외부 자극에 반응하는 뇌파의 형태가 매우 빠르고 다양해서 뇌파의 재현성이

어렵고, 비장애인 및 장애인을 포함하는 다양한 사용자별 차이 (생체신호 측정 위치, 근육의 위치, 사용가능한 가용 뇌파 발생 수단 등)를 보정하는 것의 어려움에 기인한다.

한편, 생체신호 처리 기술은 사용자의 인터페이스로의 활용 이외에 생체신호를 이용한 모니터링 기술로도 개발되어 각종 재활 분야, 건강검진 분야 등의 의료분야에도 응용 될 수 있는 등, 향후의 세계적인 고령화 사회의 추세를 미루어 그 활용성 및 상용성에 대한 무한한 잠재력을 지니고 있으므로, 해당 기술 개발에 대한 중요성이 점점 대두되고 있다.

기본적으로, 생체신호 처리에 의한 인터페이스 기술은, 점점 대두되고 있는 현재 웨어러블 컴퓨팅 환경이나 모바일 컴퓨팅 환경 등에서의 인간 친화적이고 휴대가 가능한 인터페이스로 활용되어, 문자·음성, 제스처·표정 인식 이후의 차세대 사용자 인터페이스를 위한 미래 지향 원천 기술에 해당된다.

뇌파 신호 기반의 HCI 기술의 개발은, 사고 작용에 따른 뇌 기능의 파악 및 뇌 신호에 따른 인간의 감정 상태의 파악 등의 기초연구, 뇌파신호를 이용한 명령어 생성 등을 위한 응용연구 및 이러한 응용 기술을 이용한 제품 개발 등으로 나누어 생각해 볼 수 있다.

이 절에서는 언급한 생체신호 중 특히 근전도와 뇌파를 중심으로 하는 생체 신호 기반의 HCI 기술에 대한 최근 국내외적 기술동향을 살펴보고자 한다.

2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술

Virtual Reality Therapy는 Clark Atlanta University(CAU)에서 이 분야를 주도한 Max M. North 교수의 저서인 “Virtual Reality Therapy : An Innovative Paradigm”에서 그 시초를 찾아볼 수 있다. 1992년 11월, 가상공간에서 실험하던 중 공포증의 반응과 유사한 감정적인, 그리고 육체적인 증상을 경험하는 것이 참여자에게서 발견되었다. 여기서 형성된 새로운 가정, 공포증 환자에게 가상현실이 실제상황과 유사한 자극을 생성할 수 있음을 시험하기 위해 8단계의 치료 계획이 개발되었고 그 효과가 대규모 실험에서 검증되어지면서 “Virtual Reality Therapy”라는 분야로 발전되었다.

현재 가상현실 정신질환 치료는 다양한 분야에 적용되어 지고 있으며 특히 공포증

치료에 탁월한 효과를 보이는 것으로 밝혀졌다. 가상현실을 이용하여 공간을 치료에 맞게 의도적으로 조작해내고 그 수위를 조절함으로써 환자들에게 공포에 대한 방어력을 차츰 차츰 키워줄 수 있도록 하는 방법을 통해 보다 효과적이고 저렴한 치료가 가능하도록 하는 방법이다.

가상현실 정신질환 치료의 시초는 미국 클라크 애틀랜타 대학의 컴퓨터 정보학과 교수인 막스 노스(Max North) 박사와 심리학과 교수인 조셉 코블(Joseph Coble)에 의해 1992년에 처음으로 “날으는 양탄자”라는 항공술 소프트웨어의 실험에서 가상현실을 이용한 공포증 치료에 대한 아이디어를 얻게 되었고, 1993년부터 Clark Atlanta 대학과 Georgia Tech, 미 육군 연구소가 공동연구를 시작하였다.

1996년 동 대학에서 세계 최초로 대규모 사례의 고소공포증 환자를 대상으로 가상현실치료를 시행하여 성공적인 치료효과를 입증하였고 역시 광장공포증과 비행공포증에서도 불안증상을 경감시키는데 뛰어난 치료 효과를 보였음을 발표하여 본격적으로 가상현실 기술이 적용되기 시작하였으며 상용화된 서비스로서 몬트리올, 토론토, 밴쿠버 등 주요도시에 비행공포증(aviophobia)이 있는 승객들을 위한 무료 교육 서비스를 현재 에어캐나다에서 시행할 정도로 일반화되고 있는 기술이며 그 치료율도 거의 100%에 육박한다고 한다.

제 2 절 국외 기술 동향

1. 생체신호 기반 HCI 기술

가. 기초연구

근전도 기반의 HCI 기술에 필수적인 근전도 신호의 처리 및 해석에 대한 연구들은 꽤 오래전부터 이루어졌는데 D. Graupe 등이 근전도 신호를 stationary time series로 모델링하여 인식하려는 연구를 수행하고 있으며, R.W. Wirta 등은 판별식(discriminant function)을 이용하여 근전도 신호를 분류하는 연구를, G.N. Saridis, R.N. Scott 등은 근전도 신호의 비정상성을 극복하기 위해 학습 가능한 선형 분류기나 인공 신경망 등을 이용하여 근전도 신호를 분류하는 연구를 하였다.

한편, 미국 상·하원 101차 합동회의에서 1990년대를 “뇌의 10년(Decade of

Brain)”으로 정하고 관계 법안을 통과시킨 후 국가적 차원에서 연구부문에 연간 10조원을 지원함으로써, 이미 뇌의 기능에 대한 상당 부분의 연구가 이루어졌으며 현재도 여러 관련분야에서 활발한 연구 활동이 진행 중이다. 또한, “과학, 공학 및 기술을 위한 연방조정위원회(Federal Coordinating Council for Science, Engineering and Technology)”에서 “인간 잠재력의 극대화: 뇌의 10년”에 대한 보고서가 작성되어 사회적으로 많은 반향을 불러 일으켰다.

미국은 현재 일본의 8배가 넘는 2만 5천명이 뇌 관련 연구단체인 신경과학회 회원으로 가입해 있으며, 미국의 국립위생연구소(NIH)에서만 연간 8천5백억 원의 연구비(일본의 12배)를 투입해 1993년부터 “인간 두뇌과제(Human Brain Project)”를 수행 중에 있다. 특히, Media Lab.(MIT)은 Dr. Picard 주도하에 휴먼인터페이스를 이용한 Affective computing 기술을 전개하여 인간의 감정 상태를 인식하려는 분야에서 여러 선행적인 실험결과를 내고 있다.

일본에서는 과학기술청(STA)주도하에 향후 20년간(1997-2016) 2조엔(약14조2천억 원)을 투입하는 뇌 과학 프로젝트(Brain Science Project)를 시작했으며, 연간 50-80억 엔의 연구비를 투자해 뇌 관련의 연구를 추진 중에 있다. 또한, 일본의 최대 연구소인 이화학연구소(RIKEN)산하에 연구원 2천명 규모의 뇌 과학 종합연구소(Brain Science Institute)를 1997년에 설립해 2016년까지 사고와 기억 등 뇌의 다양한 기능과 노화방지, 인공 지능 등에 관한 연구를 시작함. 97년 당시 예산이 200억 엔에 이르렀으며 2005년부터는 연간 1000억 엔의 예산이 투입될 예정이다.

또한, 이태리, 네덜란드 등 국가별로 1991년부터 “EC Decade of Brain”을 발족, 뇌 연구를 시작하였으며, 유럽공동체(EU)에서도 ANNIE(Application of Neural Networks for Industries in Europe)와 관련한 다수 과제를 수행하고 있다. 한편, 이스라엘은 주요 국가사업으로 Weizmann Institute of Science 등에서 뇌 연구를 활발히 추진 중에 있다. 또한 G7국가 등의 HFSP(Human Frontier Science Program)에서도 뇌 연구는 중요한 부분을 차지하고 있으며 관련 연구가 활발히 진행 중이다.

나. 응용연구

근전도는 원래 근육관련 질환의 판별이나 치료의 유효성을 검증하기 위한 방법으

로 사용되다가 최근에는 피부에서 근전도를 획득하여 힘과 움직임에 관한 정보를 이동기기의 제어나 HCI의 수단으로 사용하고자 하는 연구들이 활발하게 진행되고 있다. 다음의 표는 근전도를 이용한 보철기나 HCI로의 응용 예를 정리한 것이다.

표 2-2-1 근전도 기반 인터페이스 선행 연구

연구기관	연구 내용
런던대학 Rosenberg	근전도 기반 방향 인식 및 분류 방법 연구 마우스 대비 20 % 정도의 성능 확보
국립대만대학 Tarnq	근전도 기반 인터페이스 프로토타입 개발 AR 파라미터 이용
히로시마대학 Tsuji	근전도 기반 보철제어 및 방향제어 연구 반응시간 300ms 이하

현재까지의 연구내용은 대부분 근전도를 이용하여 동작을 인식하고, 이를 이동기나 HCI에 적용하려는 것이 대부분이다. 그러나 아직까지는 신호 대 잡음비를 향상시키고 정확한 동작의 검출에만 연구가 집중되어, 편리한 센서의 부착 방법이나 부착 위치의 선정에 대한 연구가 미진하다.

그 밖에도 NTT Human Interface Lab.의 Akira Hiraiwa 등도 근전도를 이용한 HCI의 일환으로 포인팅 디바이스의 개념을 제시했지만 지속적인 연구는 이루어지지 않고 있다. 또한 동경공업대학의 Koike 교수팀 등의 교수팀은 근전도 신호를 이용하여 3차원에서의 운동경로 추적 기술을 개발하여 큰 반향을 불러 일으켰으며, Hiroshima University의 Robotics lab.에서는 Tsuji 등의 교수들이 신경회로망을 이용하여 근전도를 이용한 포인팅 디바이스에 대한 연구결과를 보고하고 있으나 두 경우 모두 센서의 탈부착이 어렵고 편리한 센서 탈부착을 위한 근전도 획득 지점의 선정과 같은 문제가 해결되지 않아, 아직까지는 실용적이지 못하다. 기존의 근전도 기반의 컴퓨터 인터페이스 관련 연구 동향을 살펴볼 때 아직까지는 실용화에는 어려움이 있음을 간접적으로 확인할 수 있다.

한편, 뇌파 기반의 HCI 관련 연구로서, 각종 BCI (Brain Computer Interface)에 관한 연구가 학계, 연구소를 중심으로 활발히 진행 중에 있으며, 다수의 결과가 게임

및 장애인들을 위한 재활분야에 실제적으로 활용되고 있다. 주요개발 상황은 다음과 같다.

가) Salk Institute : 뇌파 분석 시 잡음으로 간주되는 여러 가지 artifact를 전처리 과정에서 제거하는 연구 등 Computational Neuroscience에 집중된 연구를 진행 중이다.

나) Colorado State Univ. : 5가지 종류의 인지활동(안정, 연산, 작문, 시각제시, 기하)을 유도하는 훈련과정을 통해 녹음된 뇌파를 분석한 후 신경망을 통해 정확히 구분해내는 기술 연구를 수행 중이다.

다) Wadsworth Center in New York State : 전신 마비 혹은 운동 신경 장애자로 하여금 EEG의 μ -rhythm을 이용해서 모니터에 제시된 목표물로 Cursor를 움직일 수 있게 하여 재활을 돕는 연구를 수행 중이다.

라) 미시간대학의 Levin 그룹 : 대뇌의 피질에서 측정되는 신경신호를 이용한 단일 명령 인식을 통해 스위치를 개폐하는 연구를 헨리 포드 병원과 공동으로 진행 중이다.

마) 캐나다의 University of Alberta: 바이오피드백을 통한 병렬 학습 기법에 의한 BCI 시스템을 구축하여 상하좌우 판별에 대해 60-70%의 인식률을 달성하였다.

오스트리아의 Univ. of Technology, Graz에서는 각종 장애자를 대상으로 한 뇌파 기반의 보철 인터페이스를 개발하는 등 BCI분야에서 수준 높은 연구를 진행 중이다. 또한 동 대학으로부터의 창업 기업인 G.Tech에서는 BCI 시스템을 패키지화하여 상용화에 성공하여 뇌파기반 응용 시스템 개발의 좋은 성공사례를 보여주고 있다.

한편, EC의 ESPRIT 프로젝트에서는 ABI(Adaptive Brain Interface)을 중점적으로 연구하고 있으며, 이의 결과를 이용하여 이동 로봇의 제어, 비디오게임, 장애인을 위한 가상 키보드 등을 선보이고 있는 등 실용적인 상품 개발에 주력하고 있다.

또한, NTT Human Interface Lab.의 Akira Hiraiwa, University College Londond의 Robert Rosenberg는 "The biofeedback pointer: EMG control of a two dimensional pointer"에서 근전도를 이용한 포인팅 디바이스의 개념을 제시했지만, 현재 지속적인 연구는 이루어지지 않고 있는 실정이다.

다. 선행연구

미국의 벤처 기업인 IBVA사는 자동차 경주 게임에서 방향은 조이스틱으로 속도는 뇌파로 조정하는 자동차 게임과, 뇌파를 이용한 Biofeedback 게임으로 특정 뇌파를 증폭시키는 되먹임 기제로 '팔씨름'용 게임에 관한 연구를 진행 중이다 (그림 2-2-1).

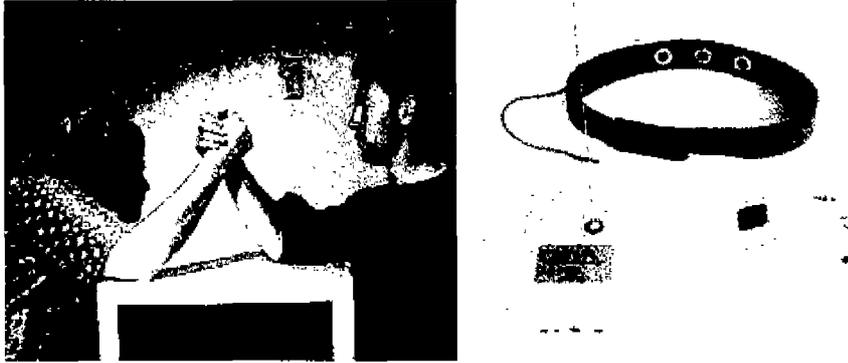


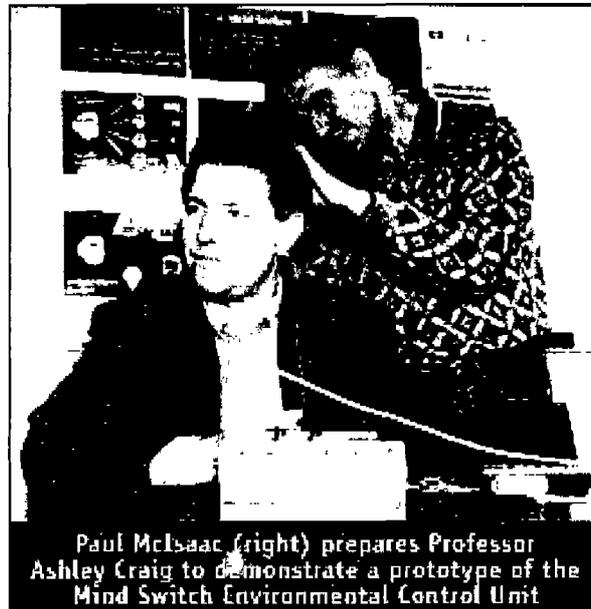
그림 2-2-1 Brain Fighter와 뇌파 측정 장치

또한, Brain Actuated Technology, Inc. 에서는 마우스대신 뇌파, 안전도, 근전도 등의 생체신호를 사용하여 커서(cursor) 이동이나 마우스 클릭을 할 수 있는 시스템인 Cyberlink를 개발하였으며 (그림 2-2-2), 이러한 Cyberlink를 이용하여 각종 게임을 즐길 수 있도록 Brainfinger라는 응용 제품을 출시하였다.



그림 2-2-2 Cyberlink

호주의 UTS(University of Technology, Sydney) 대학에서는 뇌파를 이용하여 가전제품 용도의 ON/OFF 작동기인 Mind switch를 개발하여 출시한 바가 있다 (그림 2-2-3).



2-2-3 Mind Switch

일본의 테크노스 재팬사와 히메지 기술연구소는, 리모컨을 사용하지 않고 뇌파의 움직임만으로 TV채널을 바꾸고 가전제품을 작동시킬 수 있는 마인드 컨트롤 Tool Operation 시스템 (MCTOS)을 개발하였다. 또한, 재활 (Rehabilitation)과 엔터테인먼트의 접목에 의한 상품 개발이 주제였던 2003년도 동경의 Big Sight 전시회에서는, 생체신호 인터페이스 기반의 Role-Playing 게임이 선보였는데, 이는 팔에 부착되는 밴드의 센서에서 검출되는 근전도(EMG) 신호를 이용한 것이 특징이다.

한편 국제적인 의료기기 생산 업체인 독일의 Ottobock은 막대한 연구자금을 들여 생체신호에 반응하는 초보단계 인공지능 의수를 일부 상용화, 이두박근이나 삼두박근 등에 근전도 센서를 부착하여 1 또는 2 자유도 움직임의 인공의수 제어를 가능케 하였다 (그림 2-2-4). 그러나 이는 손의 쥘과 폼 정도의 기능밖에 제공하지 못하여 컴퓨터 등의 정보기기에 활용하기에는 한계가 있다.



2-2-4 Arm abduction orthoses

다음의 표는 국외의 뇌파 기반 생체 인터페이스의 연구 현황을 정리한 것으로서 뇌파신호를 다양한 분야로 적용하고자 하는 시도를 엿볼 수 있다.

표 2-2-2 국외의 뇌파 기반 생체 인터페이스 연구 현황

수행 기관	수행 연구 내용
호주 시드니 공과대학	전기 기구의 ON/OFF
일본 테그노스 저팬, 히메지 기술 연구소	TV 채널 이동, 가전제품 작동
미국 IBVA	뇌파를 이용한 자동차 경주 게임 개발
독일 튀빙겐 대학, 미국 일리노이 대학	장애이용 워드 프로세서 개발
오스트리아 그라즈 공대	모니터 상의 커서 제어 및 문자/단어 선택을 이용한 보철 제어
미국 미시간 대학	뇌파를 이용한 단일 명령어 분별
미국 뉴욕 주립대학 월포 교수	모니터 상의 커서 제어

2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술

현재까지 주로 공포증 치료에 관한 효과가 여러 학회와 언론을 통해 발표되고 있

으며 검증된 치료 기술로써 인정을 받고 있다. 다양한 분야에 적용이 가능하고 매우 광범위하게 응용이 되고 있으며 특히 통증의 완화와 공포 적응 훈련 등에 뛰어난 치료 효과를 보이는 것으로 보고되고 있다.

대표적인 분야는 표 2-2-3과 같으며 임종을 앞둔 환자의 심리적 안정을 위한 보조 요법, 소아 정신질환인 주의력 결핍장애의 치료, 사회 부적응의 치료, 뇌기능 손상 환자에서의 재활치료, 말초혈관 질환의 치료와 같이 다양하게 응용되고 있다.

표 2-2-3. VR 적용 심리 치료 연구 분야

	VR 적용 심리 치료 연구 기관
치매	미국(IMSC at Univ. of Southern California, Georgia Tech), 스웨덴(Lulea Tekniska Univ.)
비행/광장 공포증	미국(Georgia Tech, Clark Atlanta Univ.) 독일(Fraunhofer IGD) 미국(캘리포니아스쿨의 멀티미디어 심리치료센터), 미국(Georgia Tech)
고소 공포증	미국(Clark Univ., Georgia Tech and Emory, Univ. of Michigan, Univ. of Basle, Univ. of Washington), 네덜란드(Delft Univ. of Tech)
폐소 / 운전 공포증	스페인(Univ. of Valencia) / Virtual Psychology Company

치매 예방/치료용 시스템으로는 미국의 Southern California 대학의 Integrated Media Systems Center에서 연구하고 있으며 주로 치매환자에 대한 표준검사 방법으로서 VR을 제시하고 있으며 시각, 청각 및 간단한 진동 장치를 이용하고 있다.

또한, 스웨덴의 Lulea Tekniska 대학에서도 관련 시스템 개발을 준비 중이다. 이러한 가상현실 치료의 보다 적극적인 연구를 위해 미국, 일본, 유럽 등 선진국에서는 가상현실 치료 기반 기술 개발을 전담하는 전문 VR 치료 센터 설립을 추진하여 기술 확보에 전념하고 있다.

제 3 절 국내 기술 동향

1. 생체신호 기반 HCI 기술

가. 기초연구

과기부는 1998년 5월 “뇌연구촉진법”을 계기로 10년간 추진되는 인공 두뇌분야의 연구프로젝트, 이른바 “Braintech21”을 확정 시행하고 있는데, 오는 2007년까지 민간 부담 1천7백90억 원을 포함, 총 9천2백60억 원을 뇌 연구에 투자해 인공 지능 컴퓨터개발, 치매 치료 등에 필요한 연구를 체계적으로 수행기로 결정 한 바가 있다. 특별히, 뇌 연구의 효율적 수행을 위해, ‘뇌 과학’과 ‘뇌 의약학’의 2개 분야로 나누어 각 각 한국과학기술원에 ‘뇌 연구센터’를, 국립보건원에는 ‘뇌 의학연구센터’에서 연구 개발을 담당하고 있다.

한편, KIST에서는 생체신호를 이용하여 인간의 동작을 추정하는 휴먼 인터페이스를 구축하고 있는데, 특히 인간의 팔/다리 운동을 추정하는데 사용되던 근전도법(EMG)의 한계를 지적하고, 추정 정밀도 면에서 안정적이고 정밀한 근 임피던스 방법을 제안하였으며, 이 방법의 유용성을 조작자가 팔을 움직여서 로봇을 움직이는 실험으로 입증한 바가 있다. 또한, 생각만으로 인간의 운동을 추정하기 위해 뇌파(EEG) 신호를 이용하였으며, 팔/다리 운동의 관절 각도를 추출하지는 못하였으나, 사지 중 어느 부분을 움직이려고 하는지, 근전도 신호 전 단계에서 추정하는데 성공한 바가 있다.

한편, 인하대의 홍승홍 교수 연구팀은 의수의 제어를 위해 2차원 상의 8가지 방향을 정의하고 모사 장애인 (비장애인이 특정 동작을 못하도록 고안된 장치를 이용하는 경우)의 근전도 신호를 측정하여 동작을 분류하는 기초적인 연구를 수행하였고, 연세대의 박상희 교수 연구팀은 근전도 신호의 불규칙성을 극복하기 위해 Dempster-Shafer 방법을 이용한 특징 선택방법을 제안하였다.

또한, 한국표준과학연구원 주도로 감성에 따른 뇌파연구가 부분적으로 수행되었는데, 감성공학기술개발 G7프로젝트의 일환으로, 주로 산업제품의 디자인 개선을 위한 연구를 주 내용으로 하고 있다.

나. 응용연구

국내에서도 근전도 기반의 인터페이스 기술에 대한 연구가 산발적으로 이루어지고 있다. 재활공학연구소에서는 자의적인 의수 제어를 위한 '생체신호제어 능동형 의지의 개발 과제'를 수행하고 있으며, 한국과학기술원 (KAIST) 변중남 교수 연구실에서는 1998년부터 '지능형 인간-로봇 상호작용 기술 개발'의 일환으로 중증 척수 장애인을 위한 근전도 기반 2자유도 휠체어 제어기를 비롯하여 4자유도 로봇 팔 제어 알고리즘, 근전도 측정 시스템 등 개발 중에 있다. KIST에서는 생체신호를 이용한 인간의 동작을 추정하는 휴먼 인터페이스를 구축하기 위하여 근전도를 사용하고 이를 이용하여 로봇을 움직이는 실험을 시도했었다.

그러나 국내에서의 근전도 기반 인터페이스 연구는 산발적으로 이루어지고 있어 아직까지 상용화가 가능한 기술이 제시되지 않고 있으며 특히 HCI 관점에서의 기술 보다는 로봇 제어 휠체어 제어, 의수제어 관점에서의 기술 개발에 집중되어 있다.

한편, 현대 자동차는 뇌파를 사용한 작동 메커니즘을 연구 중인데, 뇌파 이용 브레이크 자동제어, 응급신호 자동송신, 카오디오 자동제어 장치 등에 관하여 국내 특허를 출원한 상태이다.

중점국가연구 개발사업인 Service Robot 기술 개발의 세부과제의 일환으로 생체신호를 이용한 인터페이스 기술에 박차를 가하고 있는데, KAIST 주관으로 지능형 인간-로봇 상호 작용 기술 개발 및 6D Visual Serving에 의한 상호작용 장치 개발과 생체신호(EEG, EMG)에 의한 상호작용 장치의 개발이 진행되고 있다.

다. 선행개발

엠씨스퀘어(주)는 사용자가 착용한 뇌파 조절기에 기억력 향상에 도움이 되는 α 파가 갖는 주파수를 발생시켜 집중력, 기억력을 유지, 강화하여 학습효율을 극대화하고 잠재의식에 의한 반복학습을 가능하게 한 뇌파 조절기 "엠씨스퀘어(MC square)"를 수입하여 시판 중이다. 하지만, 이 제품은 그 효용성에 대한 과학적 근거가 없다는 점은 큰 한계로 작용하고 있어서, 상품으로서의 시장성을 지니기에는 맹점을 가지고 있는 실정이다. 그밖에 한국정신과학연구원에서는 EEG를 이용한 게임기 Q-jump를 개발하였다 (그림 2-3-1).



그림 2-3-1 Q-jump

다음은 국내에서의 뇌파 기반 인터페이스 연구 현황을 정리한 것으로서 아직까지 국외에 비해 응용 분야가 다양하지 않고 기초적인 연구에 많이 치중하고 있음을 확인할 수 있다.

표 2-3-1 국내 뇌파에 기반한 생체 인터페이스 연구 현황

기관명	수행 연구 내용
KAIST 뇌과학연구센터	뇌정보처리에 기반한 인공 시청각 시스템 및 하드웨어 구현 연구
KIST 미래기술연구센터	인간의 동작을 추정하는 휴먼 인터페이스의 구축을 위하여, 근 임피던스(위치)와 근전도(힘)를 동시에 이용하는 일명 <바이오 하이브리드 제어법>을 개발
포항공대 뇌연구센터	순환 신경망을 이용한 시청각 데이터 처리 알고리즘 개발 및 뇌파의 비선형 분석
삼성종합기술원 HCI lab	휴먼 인식 및 합성
충북대학교 물리학과	ICA를 이용한 정상인과 환자의 구별, 특정상황의 판별, EEG의 source localization

2. 치매 치료/예방 기반 VR Therapy기술

국내에서는 그동안 정부가 의료기기산업의 중요성을 인식하고 G7 의료공학 기술 개발 프로젝트를 통해 투자를 하였으나 다만 의료공학 기술 및 기기의 개발에 치중해 왔고 가상현실 도입 등을 통한 대체 의학은 별다른 투자가 없었다. 또한, 정신질환자 치료와 재활을 위해 지난 95년 정신보건법을 제정하고 본격적인 지원을 시작했으나 입원이나 수용위주의 치료환경으로 인해 별다른 실효를 거두지 못하였다. 현재까지 전국의 정신질환자수는 전 인구의 2.7%에 해당하는 약 119만 명으로 추산되고 있으며 계속 증가되는 추세이다.

1999년부터 정부주도가 아닌 학계와 벤처업체 및 병원과의 협력을 통하여 VR을 이용한 심리치료에 대한 연구가 착수되었다. 한양대학교 의용공학과 김선일 교수팀과 인제의대 부속 백병원 정신과 최영희 교수의 공동연구로 고소공포증과 공황장애를 위한 가상현실치료 프로그램이 최초로 개발되어 2001년 1월 미국에서 개최된 세계 가상현실 치료학회에 보고된 것을 시작으로 표 2-3-2와 같이 국내에서도 다양한 연구 개발이 진행되어 왔다.

표 2-3-2. VR 적용 심리 치료 연구 분야

	VR 적용 심리 치료 연구 기관
치매	(주)아이젠텍
고소 공포증	한양대 의용공학과, 서울백병원, 영동 세브란스 병원, (주)마인드테크
대인 공포증	한양대 의용공학과, 영동 세브란스 병원, (주)마인드테크
운전 공포증	한양대 의용공학과, (주)마인드테크
비행 공포증	서울백병원, 영동 세브란스 병원, 브이에스텍(VSTEC), (주)마인드테크
알콜중독치료	중대 부속병원, (주)bluemediatech
폐소 공포증	한양대 의용공학과, (주)마인드테크
강박 장애증	(주)마인드테크
행동 장애증	서울대 소아정신과

실제로 서울백병원 최영희 교수의 인지행동치료 연구소에서는 가상현실을 응용한 공황장애관련 치료를 현재까지 5000명을 대상으로 실시하여 높은 치료율을 보였다고 한다. 공황장애와 관련하여 비교적 저가의 시스템으로 높은 치료 효과를 기대할 수

있으므로 다수의 병원(서울지역 18개, 지방 20개 병/의원)이 현재 운영 중이며 한의학계(<http://drwang.co.kr>)에서도 가상현실을 도입하여 현대 병, 스트레스질환, 내분비 이상, 정신신경과 질환을 치료하기 위한 개발을 추진하는 등 다양한 분야로 상용화가 진행되고 있다.

치매 치료에 관련하여 (주)아이젠텍에서 간단한 형태(2D 형태의 박자 맞추기 게임)의 치매 치료용 콘텐츠를 개발하였으며 관련 홈페이지를 현재 운영 중이다. 또한, (주)옥터버스카이에서도 2D기반의 치매 치료 게임을 개발하였다.

치매의 경우 공립치매전문요양병원이 8개소 개원, 10개소 신축중이며 7개소가 추가로 신축예정이며 전국적으로 노인복지시설이 약 150개소이상 운영되어 치매 관련 의료 기기의 수요는 높을 것으로 판단되며 3D 가속보드의 보급과 통신망의 발달로 온라인 치료가 가능한 점을 고려할 때 수요는 많을 것으로 추정되고 있다.

여백

제3장 생체신호 기반 HCI 기술 및 개발 결과

여백

제 3 장 생체신호 기반 HCI 기술 및 개발 결과

제 1 절 생체신호 기반 HCI 기술 및 시스템의 개요

본 과제에서는 가상현실치료 시스템의 제어 수단으로서 생체신호 기반의 HCI 기술을 개발하였다. 신체에서 발생하는 생체신호는 혈류, 심전도, 안전도, 근전도, 뇌파 등 여러 가지가 있으나 입력장치 쪽에 생체신호를 사용하기 위해서는 의지적으로 신호의 발생이 가능한 안전도, 근전도, 뇌파 등이 유용하다. 그 중 본 당해연도 연구에서 고려된 생체신호는 크게 근전도, 뇌파이다. 근전도는 근육의 움직임에 의해 발생하는 생체 전기 신호이며, 근육이 있는 곳이라면 어디든지 측정할 수 있기 때문에 장애의 정도에 따라 적절한 위치에서 신호를 취득하여 입력 수단으로 사용할 수 있다. 한편 뇌파는 크게 상상에 의한 순수뇌파와 뇌파에 포함된 근전도, 안전도 등을 이용하는 가용뇌파로 나눌 수 있다.

본 과제에서는 장애인이나 노약자가 사용할 수 있는 근전도, 가용뇌파, 순수뇌파 기반의 HCI 기술을 개발하였다. 각각 이용된 생체신호에 따라 신호의 처리 방법은 다르지만 시스템의 기본적인 개념은 그림 3-1-1과 같다.

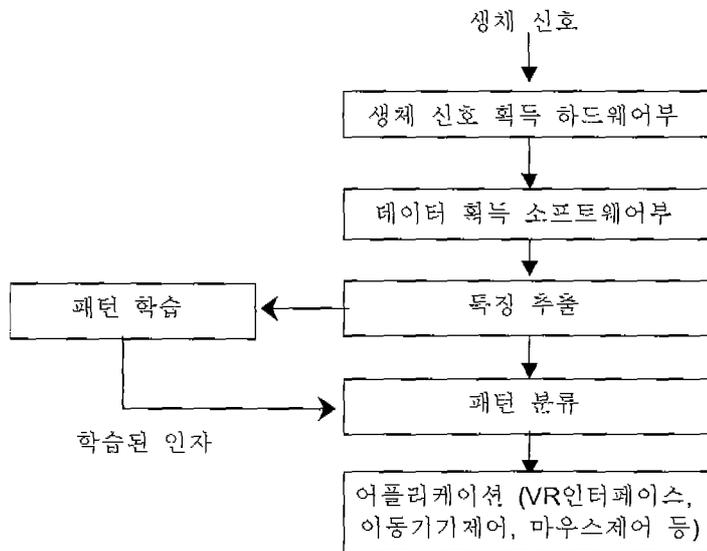


그림 3-1-1. 개발된 생체신호 기반 HCI 시스템 개요

근전도의 경우 뇌파에 비해 측정이 용이하며 신호의 크기가 상대적으로 크기 때문에 체내에서 측정된 신호에서 근전도 신호만을 추출하는 것은 크게 어렵지 않다. 단 기존의 근전도 관련 인터페이스 기술들은 로봇팔의 위치 제어 연구에 집중되어, 센서의 정확한 부착을 가정한 상태에서의 알고리즘 개발이 주로 이루어졌기 때문에 HCI 기술에 필수적인 편리한 탈부착을 고려한 근전도 패턴 인식 방법의 연구는 이루어지지 않았다. 따라서 본 연구에서는 편리한 탈부착이 가능한 센서 탈부착 모듈 개발과 함께 근전도 전용 신호 획득 모듈을 개발하고 이를 이용하여 방향제어가 가능한 인터페이스 모듈을 개발하였다. 또한 10여명을 대상으로 패턴 인식율을 측정하고 분석함으로써 객관적인 근전도 기반 HCI 시스템의 유용성을 확인하였다.

한편 가용뇌파는 사지 마비 환자와 같이 안면의 움직임만을 사용할 수 있는 경우에는 유용한 HCI 수단으로 사용될 수 있으며 본 과제에서는 전두엽 두채널에서 측정된 신호로부터 이마 찌푸림, 눈 깜빡임과 같은 인위적인 동작에 의한 신호들을 추출하여 사용자의 의지가 반영된 HCI 기술을 개발하였다. 가용뇌파의 측정은 기존의 전두엽에서의 뇌파 측정방법과 같으나 인위적인 안면의 움직임을 적극적으로 활용해 HCI에 이용함으로써 장애정도가 심한 장애인의 경우에도 컴퓨터나 이동기기의 제어가 가능하도록 하였다.

순수뇌파를 이용한 HCI 기술은 전 세계적으로 많은 연구에도 불구하고 뇌에서 발생하는 전위가 두개골을 거쳐 두피에서 측정되는 한계 때문에 신호 대 잡음이 너무 작아 아직까지 실용화에 어려움이 많다. 따라서 본 과제에서는 순수뇌파를 추출하기 위한 알고리즘 및 자극 제시에 의한 뇌파 발생을 측정하고 분석하였다.

다음의 각 절에서는 본 과제에서 개발된 근전도, 가용뇌파, 순수뇌파 기반의 HCI 기술을 구체적으로 설명하고 프로토타입으로 구성한 각 HCI 시스템에 대해서도 기술하였다.

제 2 절 근전도 기반 HCI 시스템

1. 근전도 기반 HCI 개요

본 연구에서는 근육의 움직임에 의해 발생하는 생체 전기 신호인 근전도를 이용하여 HCI에 활용하기 위한 관련 기술을 개발하였다. 본 연구에서의 근전도 기반 HCI를 위한 시스템 개요는 다음과 같다.

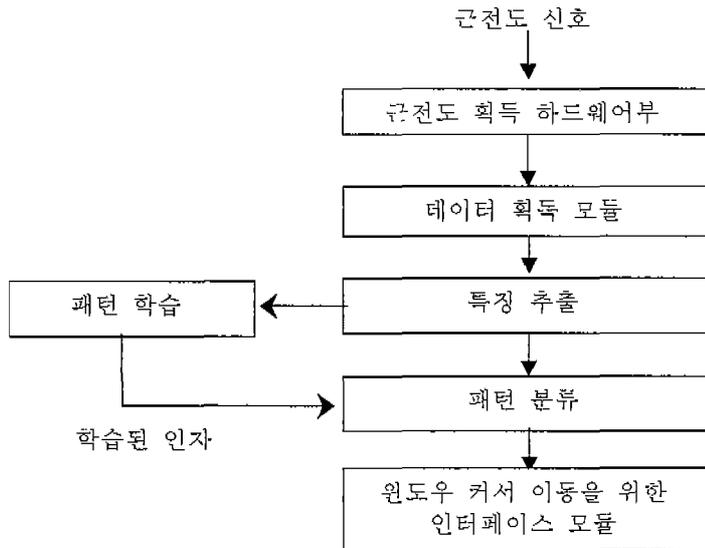


그림 3-2-1 개발된 근전도 기반 방향 인식용 인터페이스의 시스템 개요

근전도 신호의 획득은 근전도 획득 하드웨어부와 데이터 획득 프로그램 모듈에서 이루어지며, 특징 추출 및 학습과정을 통해 인식에 필요한 학습 인자를 구하고 저장하게 된다. 새로운 패턴에 대한 분류는 미리 학습된 인자를 통하여 이루어지며, 인식된 패턴 값은 마우스 포인터의 위치를 제어하고 윈도우 프로그램을 수행할 수 있도록 매핑(mapping)되어 사용된다.

근전도 신호는 수 μ ~ 수mV 정도의 진폭을 가지며 유효 주파수 대역은 500Hz 미만이다 [3-2-1]. 근육 수축 시 발생하는 근전도 신호는 근육의 중심에 가까운 피부부에 근전도 센서를 장착하여 측정할 수 있으며 신호의 강도는 근육의 중심부근이 가장 크다. 따라서 기존의 연구에서는 특정 움직임에 관계되는 근육의 위치를 해부학적

지식을 이용하여 파악하고 그 근육의 중심에 가장 가까운 부위에 센서를 부착하였다 [3-2-2].

당해연도 과제에서는 손목의 움직임을 이용하여 컴퓨터의 마우스 포인터를 제어하고자 하였다. 따라서 마우스 포인터의 상/하/좌/우/클릭의 제어를 위해서 사용자가 자연스럽게 받아들일 수 있는 동작의 정의가 필요하였다.

기본자세는 팔꿈치를 책상에 올려놓고 힘을 주지 않는 상태로 정의하였다. 또한 마우스 포인터의 상/하/좌/우 움직임을 사용자 손목의 앞/뒤/좌/우 운동에 매칭 시켜 손쉽게 마우스 포인터를 제어할 수 있도록 하였다. 또한 마우스의 클릭 용도에 사용할 수 있도록 손을 쥐는 동작도 정의하였다. 다음은 정의된 기본동작을 나타낸다.

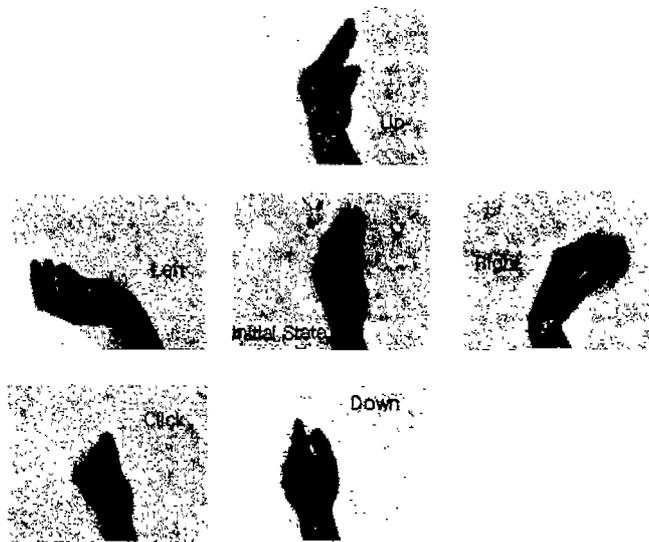


그림 3-2-2 EMG 인터페이스를 위해 정의된 기본 동작들

이때 기본 동작과 관련된 근육은 하나가 아니며 여러 개의 근육이 상호 유기적으로 관련을 맺고 있으며 손목의 움직임에 관련 있는 근육들이 근전도 측정을 위한 후보지가 될 수 있다. 본 연구에서는 기초적인 해부학 지식[3-2-2]으로부터 다음의 기준을 만족시키는 4개의 근육 부위를 정하였다. 첫째 탈부착의 용이성을 고려하여 팔뚝의 동일 원주 상에서 측정이 가능해야 한다. 둘째 5가지 기본 동작의 구분이 가능해야 한다. 이와 같은 기준으로부터 확정된 부위는 노쪽손목 굽힘근, 자쪽손목 수축

근, 자쪽손목 펴근, 손가락 펴근이었다. 이때 측정 위치는 가능한 측정 신호의 신호 대 잡음비가 좋은 팔꿈치에서 팔목으로 그 길이의 1/3 정도 되는 지점으로 정하였다.

2. 근전도 신호 획득 장치

손목의 움직임에 의해 발생된 근전도 신호를 획득하기 위하여 본 연구에서는 근전도 센서와 편리한 센서 탈부착을 돕는 센서 탈부착 모듈과 신호 증폭 모듈, A/D변환 및 데이터 전송 모듈로 구성되어 있는 근전도 신호 획득 장치를 개발 하였다.

1) 구성

신호의 흐름도는 다음과 같이 나타낼 수 있으며 각 구성 요소는 다음과 같다.

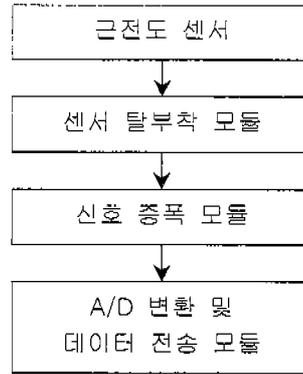


그림 3-2-3 근전도 신호 획득 장치의 구성

2) 근전도 센서부

근전도 센서는 근전도 신호를 전기 신호로 변환시켜주는 전극을 의미하며 본 연구에서는 탈부착의 번거로움을 최소화하기 위하여 센서 부착용 젤이나 테이프가 필요 없는 Delsys사의 DE-2.1을 사용되었다. 다음은 근전도 측정 장치에 사용된 근전도 센서의 외관 및 스펙이다.

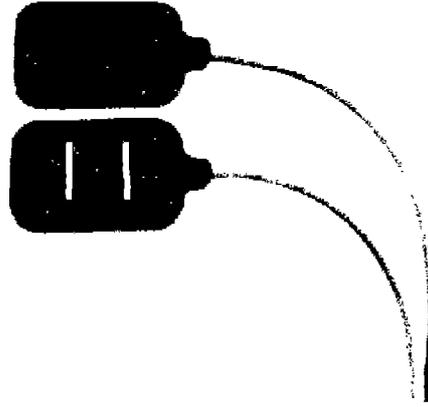


그림 3-2-4 Delsys 사의 DE-2.1 센서의 외관.

표 3-2-1 Delsys 사의 DE-2.1 센서의 상세 스펙

항목	규격
Number of Contacts	2
Contact Dimension (mm)	10.0x1.0
Contact Spacing (mm)	10.0
Contact Material	99.9% Ag
Case Dimensions (mm)	41x20x5
Cable Length (m)	1.5
Connector	Hypertronics
Temperature Range	0-40 °C
Gain (V/V)	10 + 2%
Bandwidth High Pass	DC
Bandwidth Low Pass	open
Bandwidth Rolloff	N/A
Noise (RMS, R.T.I.)	1.2 μ V
CMRR @ 60 Hz (dB)	>80 dB
Supply Voltage	\pm 4.5 - \pm 15 V
Supply Current	\pm 1 mA
Input Impedance (ohm//pF)	>1015//0.2

3) 센서 탈부착 모듈

동일 원주상으로 센서 부착위치를 정하였기 때문에 4개의 센서열을 탈부착 하기 위한 기기는 암밴드(arm band)형태로 설계하였다. 즉, 팔뚝 밴드 형태로 제작된 센서 탈부착 모듈을 사용함으로써 근전도 센서를 빠르고 편리하게 탈 부착할 수 있게 되었다. 기존의 방법들 [3-2-3, 4, 5]은 센서의 탈부착에 시간이 많이 걸리고 집착 젤이나 접착밴드를 사용해야 하기 때문에 실용화가 어려운 단점이 있었으며 본 과제에서는 이러한 단점들을 극복하였다.

센서 탈부착 모듈은 4개의 신축성이 뛰어나 밴드에 근전도 센서 (Delsys DE2.1), 접지 전극 및 센서 고정용 벨크로 테이프로 구성되어 있으며 상박에 착용 가능하다. 또한, 피험자에 따라 센서의 재장착이 용이한 장점이 있다.

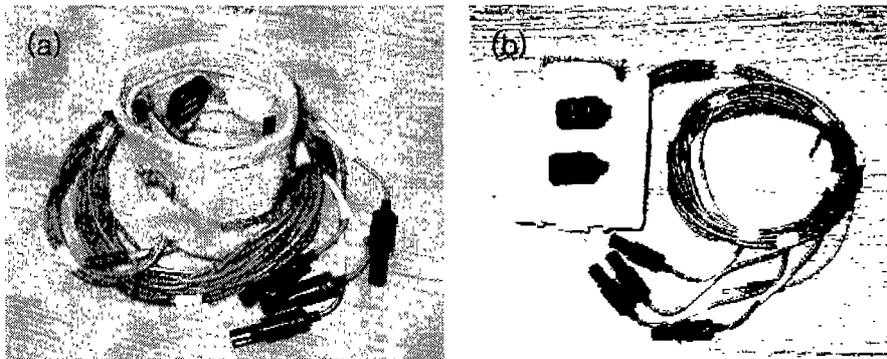


그림 3-2-5 근전도 센서 탈부착 모듈의 외관. (a) 바깥면 (b) 안쪽면.

4) 신호 증폭 및 A/D 변환 모듈

근전도 센서로부터 얻어진 근전도 신호는 신호가 1mV 이하이기 때문에 이를 증폭하기 위한 신호 증폭기가 필요하다. 본 과제에 사용된 신호 증폭 모듈은 4채널의 증폭이 가능하며 각각 1000배 이상의 신호를 증폭하도록 설계되어 있다. 또한 증폭된 근전도 신호를 컴퓨터로 전송하기 위하여 A/D 변환 과정이 필요하다. 신호 증폭과 A/D 변환을 위한 하드웨어는 다음과 같이 한 개의 보드에 구성되었다. 다음 그림은 본 과제에서 개발된 신호 증폭 및 A/D 변환 모듈의 외관이다.

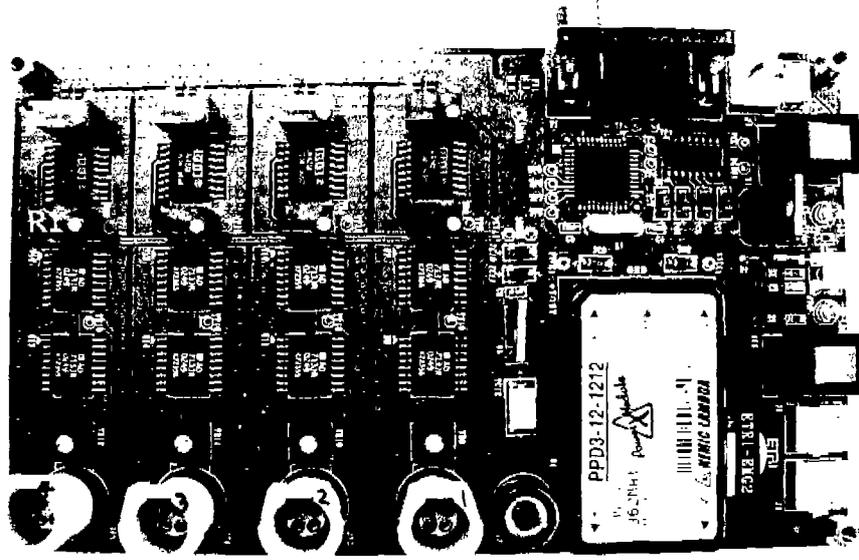


그림 3-2-6 근전도 신호 증폭 및 A/D 변환 모듈의 외관

신호 증폭 모듈은 본 과제에서 사용하는 근전도 센서인 Delsys DE2.1을 이용할 수 있도록 제작되었다. 신호 증폭 회로에는 60Hz 험노이즈(hum noise)를 줄이기 위해 노치 필터가 포함되어 있다. 사용한 노치 필터는 UAF (universal active filter, data sheet 참고)를 이용하여 노치 필터를 구성하였으며 cutoff 주파수 조정을 위해 그림 3-2-6의 가변저항 R1, R2를 조정해야 한다. R1의 공칭 값은 $2.10k\Omega$ 이며 R2의 공칭 값은 $4.99k\Omega$ 이다. 먼저 R1과 R2를 공칭 값에 맞춘 후 function generator를 이용하여 입력 신호에 60Hz 신호를 인가하여 출력단의 신호가 거의 없어질 때까지 조금씩 R1, R2 값을 조정한다. 이렇게 조정된 R1, R2 값은 각 채널에서 사용되는 저항이나 칩의 특성에 조금씩 달라질 수 있으므로 4채널에 대해 각각 조정을 해주어야 한다.

여러 번의 실험 결과 R1, R2가 공칭 값을 가질 때와 공칭 값에서 60Hz 주파수를 완전히 제거하기 위해 값을 조정하여 최적의 값의 가질 때 전체 근전도 증폭기의 성능을 비교해 본 결과 그 성능에는 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 즉, R1, R2를 공칭 값으로만 조정을 하고 근전도 신호 증폭기를 사용해도 된다.

한편, A/D 변환 및 데이터 전송 모듈은 생체신호앰프부에서 증폭된 신호를 A/D 변환하고 이를 컴퓨터로 전송하기 위한 부위로써, 네 채널의 근전도 신호를 8비트, 1kHz 이상으로 샘플링 하여 RS232C 통신 규격에 따라 컴퓨터에 전송되도록 구성되어 있다.

3. 근전도 신호 패턴 학습/인식 시스템

1) 전체 구성 및 각 부위별 설명

컴퓨터로 입력되는 근전도 신호를 이용하여 마우스 포인터를 손목의 움직임에 따라 제어할 수 있는 프로그램을 구성하였다. 다음은 구성된 근전도 기반 마우스 포인터 제어 프로그램의 세부 프로그램 및 신호 흐름에 따른 순서를 나타낸다.

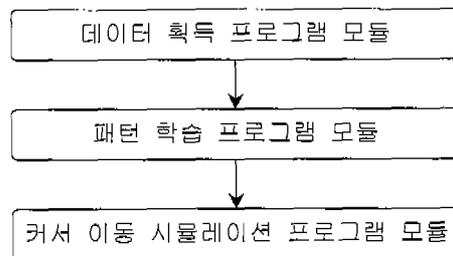


그림 3-2-7 근전도 기반의 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 구성도

먼저 데이터 획득 프로그램 모듈은 A/D 변환된 신호를 컴퓨터가 인식하도록 신호를 획득하기 위한 프로그램 모듈을 나타내는 것으로서 시리얼 또는 기타 데스크 탑 또는 노트북 PC에서 사용 가능한 통신 인터페이스와 호환이 되도록 구성되어 있다. 또한 팔목 움직임과 연관된 방향 기호를 화면에서 지시 하고 이에 따라 데이터를 획득하게 할 수 있도록 GUI가 구성되어 있다. 이때 데이터 획득에 필요한 입력 데이터를 GUI 화면의 지시 사항을 피험자가 보면서 입력하고 획득된 근전도 데이터는 패턴 학습을 위해 파일 형태로 저장된다.

파일로 저장된 근전도 데이터는 패턴 학습 프로그램 모듈에서 읽혀져서 5가지 팔목 움직임 (4방향 손목 움직임 및 손가락 쥘 동작)을 구분하게 된다. 즉, 패턴 학습

프로그램 모듈이란 팔목 움직임에 따라 획득된 근전도 신호를 팔목 움직임과 일치하도록 분류하기 위한 신호 특징의 추출 및 패턴 인식용 프로그램을 의미한다. 샘플링 주파수, 블록사이즈 등의 특징 추출에 필요한 입력 데이터는 패턴 학습 프로그램 모듈 상의 GUI 화면을 통해 입력한다. 또한 학습된 인자 값을 특정 파일에 저장하여 추후 이용할 수 있도록 설계하였다.

한편, 근전도 기반 마우스 포인터 제어 프로그램 모듈은 획득한 근전도 신호로부터 특징을 추출하여 미리 학습된 패턴과 유사한 팔목 움직임을 판정하여 윈도우 또는 응용 프로그램 상에서 팔목 움직임 정보를 활용할 수 있게 하는 인터페이스 프로그램을 의미하며 학습된 인자를 불러와서 그 값을 인식기에 이용할 수 있다. 5가지 손목 움직임 (4방향으로의 손목 움직임 및 주먹 쥐)을 인식하여 분류된 패턴에 따라 화면 내의 커서가 상하좌우로 이동하거나 윈도우내 아이콘을 선택하거나 실행 시킬 수 있다.

2) 데이터 획득 프로그램 모듈

센서 부착기에 고정되어 4개의 센서를 통해 입력된 근전도 신호로부터 통계적인 근전도 특징 값을 구하고 이를 이용하여 FMMNN (Fuzzy Min-Max Neural Network) 알고리즘 [3-2-6]을 이용하여 4개의 방향과 클릭 신호를 구분한다.

가) 순서도

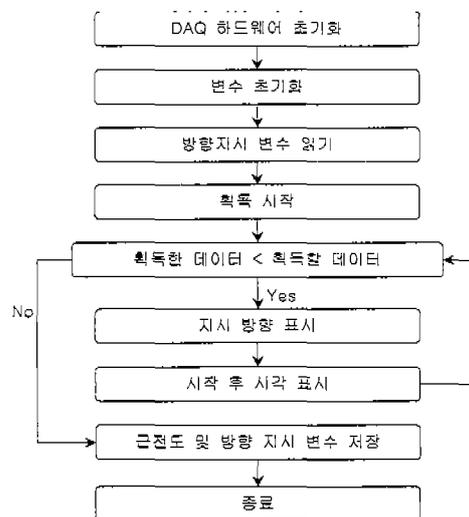


그림 3-2-8 데이터 획득 프로그램 모듈의 개요.

근전도 신호 소프트웨어 패키지는 크게 근전도 신호의 획득부와 획득된 근전도 신호 처리부로 이루어진다. 그림 3-2-9는 개발된 근전도 신호 처리 소프트웨어 패키지의 실행 모습이다.

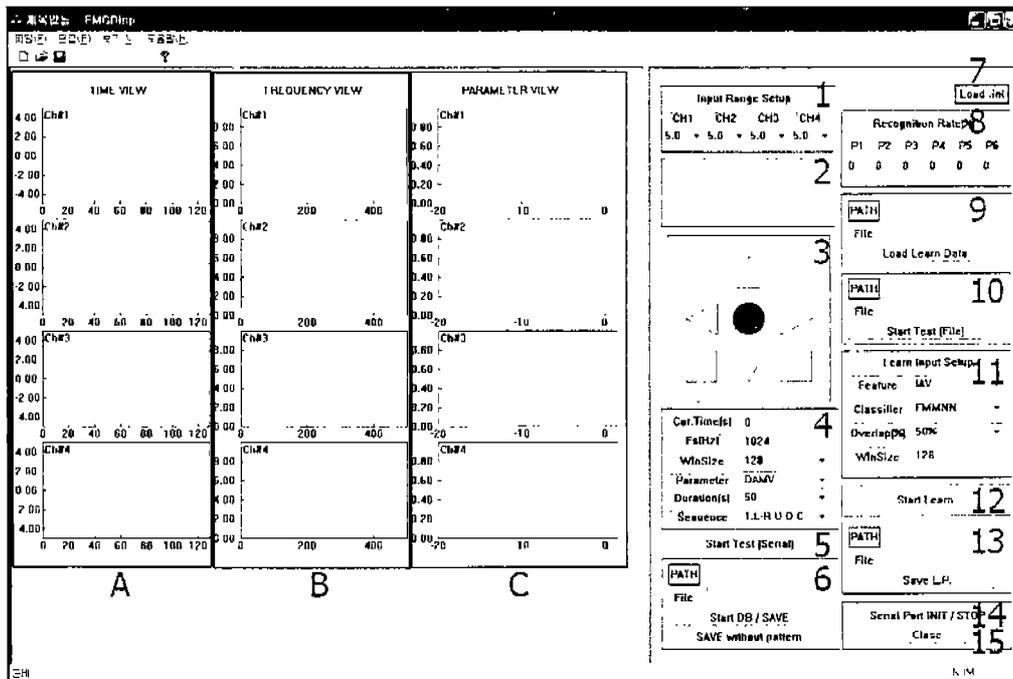


그림 3-2-9 근전도 신호 처리 소프트웨어 패키지의 실행 모습

각 부분에 대한 설명을 요약하면 다음과 같다.

- A: 실시간으로 획득되는 근전도 신호의 time series를 각 채널 별로 보여주는 창 (x축: 시간 [sec], y축: 전압[volt])
 B: 미리 설정된 WinSize의 time series 근전도 신호의 데이터닐 fft (fast fourier transform)한 결과를 각 채널 별로 보여주는 창 (x축: 주파수[Hz], y 축: 파워)
 C: 미리 설정된 WinSize의 time series 근전도 신호의 데이터에서부터 추출된 특징 값을 각 채널 별로 보여주는 창 (x축: 시간[winSize number], y축: 추출된 특징값)
- 1: A창의 y축의 범위를 변화시킬 수 있는 창
 값의 변화 범위는 0.1, 0.25, 0.5, 1.0, 2.5, 5.0
 - 2: B창의 파워 값을 막대그래프로 보여주는 창
 - 3: 사용자의 패턴 분류 결과가 표시되는 창, 혹은 데이터 획득시 사용자에게 동작을 안내하는 결과를 표시하는 창
 - 4: 데이터 획득에 관련된 parameter를 조정하는 창
 - Cur.Time[s]: 데이터 획득이 시작된 시점부터 시간을 초 단위로 표시
 - Fs[Hz]: 샘플링 주파수 (현재 1024로 고정)
 - WinSize: 특징 추출을 위한 기본 데이터 크기를 조정하는 부분 값의 변화 범위는64, 128, 256
 - Parameter: C창에 표시되는 특징 값을 선택하는 부분
 - Duration[s]: 최대 획득할 수 있는 근전도 데이터의 시간 값의 변화 범위는 10, 20, 30, 40, 50
 - Sequence: 사용자의 근전도 신호 획득을 위해 미리 알려주어야 하는 동작을 조정하는 부분
 5. Start Test [serial]: serial port를 통해 데이터 획득을 시작하는 명령어. 이 명령을 사용하기 전에 14. Serial Port INIT/STOP 명령어를 이용하여 serial port가 초기화되어 있어야 함
 6. 획득한 근전도 데이터를 저장하는 곳을 지정하는 부분
 7. 프로그램 시작시 초기값을 불러오는 명령어 (여기서 초기값은 프로그램 최종 사용 시 저장된 값임)
 8. 근전도 분류 성공률을 보여주는 부분
 9. 패턴 학습을 위해 필요한 learning data를 지정하는 부분
 10. 학습된 패턴 값을 확인하기 위한 test data를 지정하는 부분
 11. 패턴 학습에 필요한 각종 parameter를 지정하는 부분
 - Feature: 패턴 학습 및 분류에 사용하는 특징을 지정하는 부분
 - Classifier: 패턴 학습 및 분류를 위해 사용하는 패턴 인식기를 지정하는 부분
 - Overlap[%]: 패턴 학습 및 분류를 위해 근전도 시간데이터의 이웃하는 Window에서 데이터의 중복도를 결정하는 부분
 - WinSize: 패턴 학습 및 분류를 위해 기본 데이터 크기를 조정하는 부분
 12. 패턴 학습을 시작하는 명령어
 13. 패턴 학습 후 추출된 weight 저장을 지정하는 부분
 14. serial port를 초기화 혹은 종료 시키는 명령어
 15. 프로그램을 종료하는 명령어로 이 명령어로 종료해야만 현재 프로그램에서 설정된 파라미터 값들이 ini파일로 저장됨

한편, 근전도 신호 처리 소프트웨어를 실행 후 제일 먼저 수행해야 하는 작업은 Serial Port INIT/STOP 명령어를 이용해 serial port를 초기화하는 것이다 (그림 3-2-10).

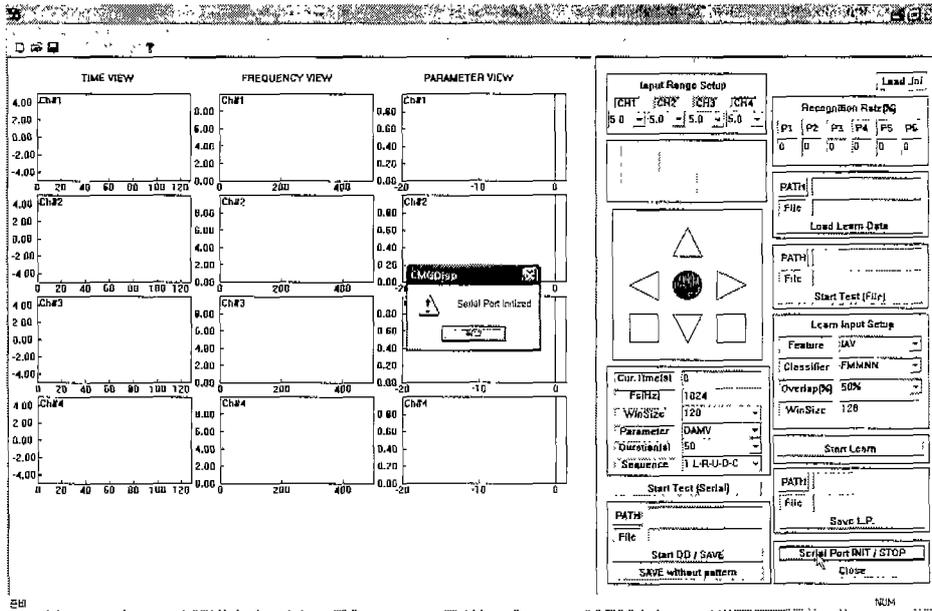


그림 3-2-10 Serial port 초기화 화면.

시리얼포트가 초기화된 이후에는 다음과 같이 Start DB/SAVE 명령어를 이용해 저장될 파일 이름을 지정하게 된다.

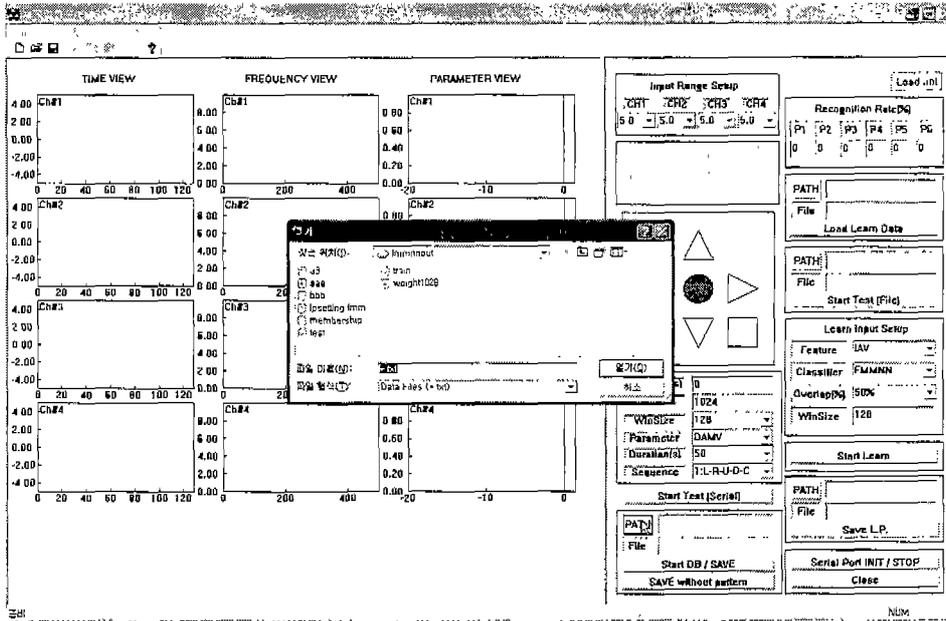


그림 3-2-11 저장될 파일 이름을 지정 장면.

그리고 저장될 파일 이름을 다음의 예제와 같이 기록하게 된다.

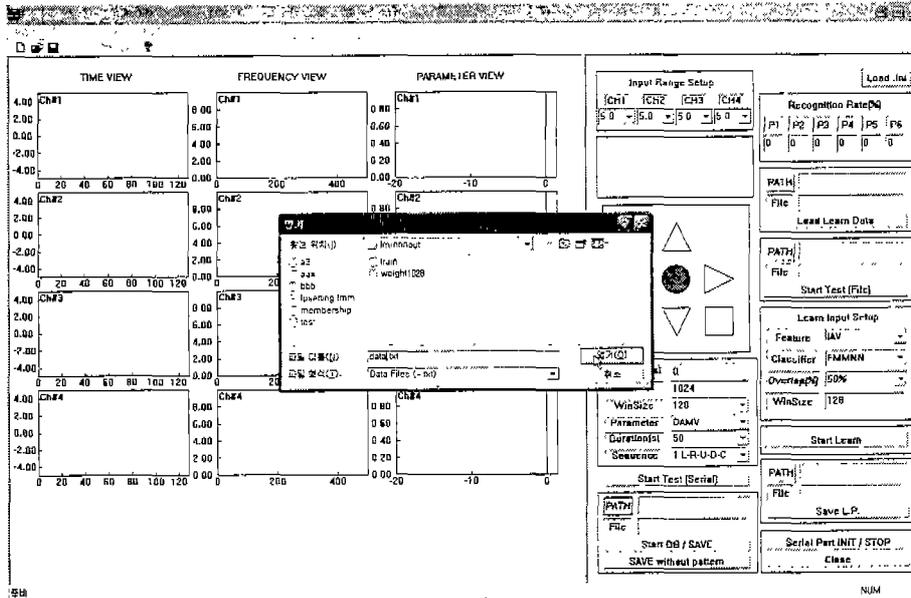


그림 3-2-12 저장될 파일이름을 기록 장면.

그리고 다음 그림에 나타난 바와 같이 Start Test [Serial] 명령어를 이용해 데이터 획득을 시작하게 된다.

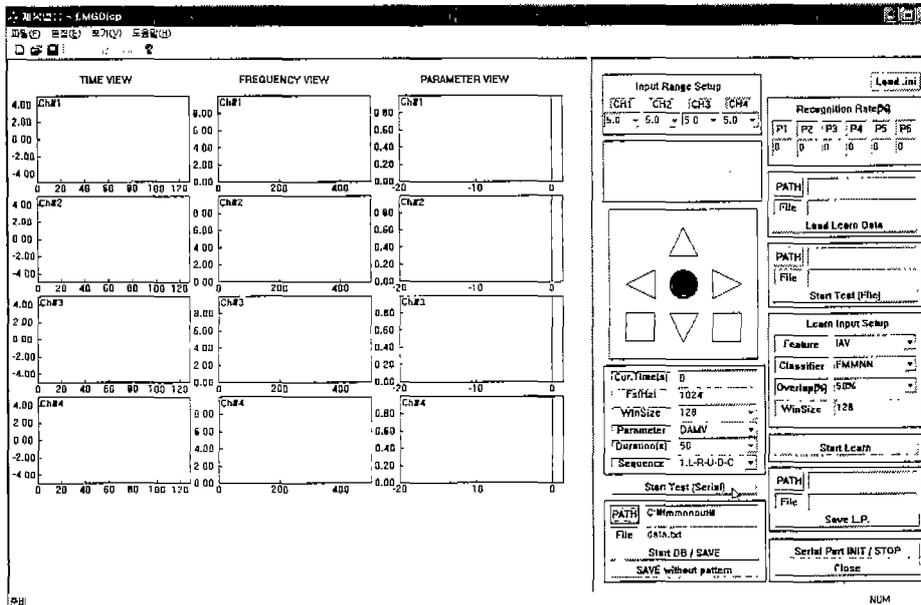


그림 3-2-13 데이터 획득 시작 장면.

3) 패턴 학습 프로그램 모듈

저장된 근전도 신호로부터의 패턴 학습을 위한 프로그램의 구성도는 다음과 같다.

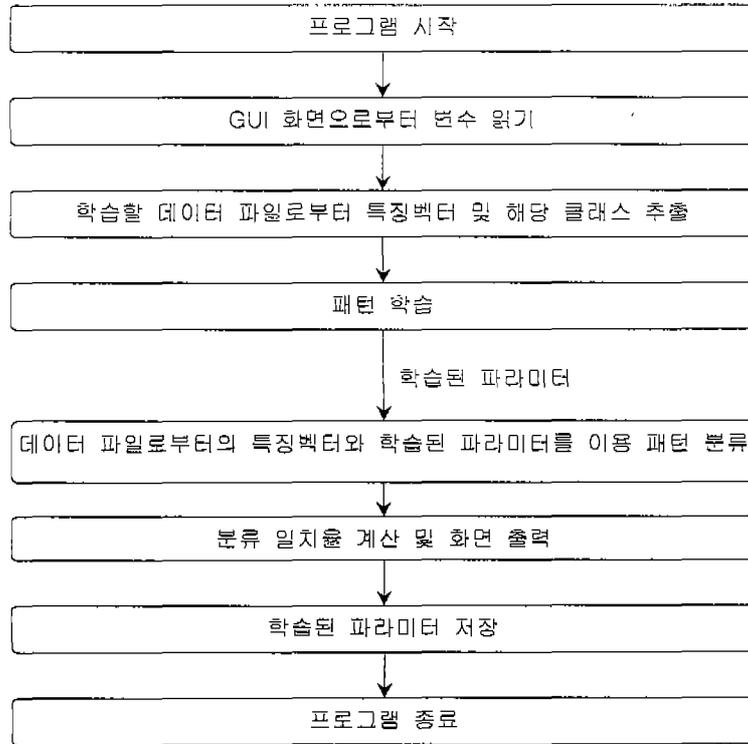


그림 3-2-14 패턴 학습 프로그램 모듈의 구성도

패턴 학습 프로그램 모듈의 GUI는 앞서 설명한 GUI와 동일하며 획득한 근전도 신호를 이용하여 특징 추출 및 패턴을 학습하는 과정은 우선 Start DB/SAVE 명령어 혹은 Load Learn Data 명령어를 이용해 learning data를 읽어온다. 또한 Start Test[File] 명령어를 이용해 test data를 읽어온다. 다음의 그림은 학습 및 테스트할 데이터 파일을 지정하는 장면이다.

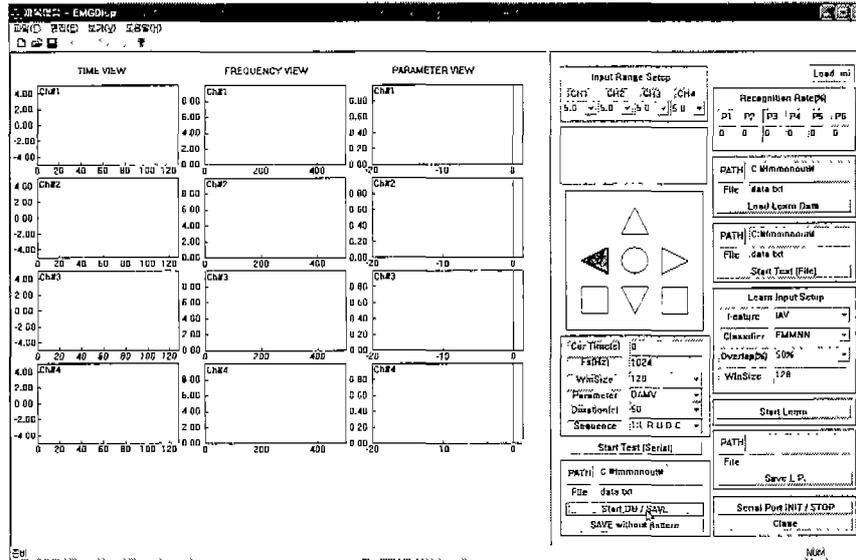


그림 3-2-15 학습 및 테스트할 데이터 파일을 지정하는 장면.

학습 및 테스트할 데이터 파일을 읽어 들인 후, Start Learn 명령어를 이용해 특징 추출 및 추출된 weight를 구하고 Save L.P. 명령 버튼을 이용하여 새로운 파일에 저장한다. 따라서 사용자나 센서를 착용한 위치 등 여러 가지 여건에 따른 패턴 분류 파라미터를 따로 지정하여 저장할 수 있으며 저장된 데이터는 이후 설명할 마우스포인터 제어 프로그램 모듈에서 이용된다.

4) 마우스포인터 제어 프로그램 모듈

지금까지의 신호 획득 및 패턴 분류 방법들을 이용하여 마우스 포인터의 위치와 화면상의 아이콘을 선택, 실행할 수 있는 프로그램을 작성하였다. 그 순서도는 다음과 같다.

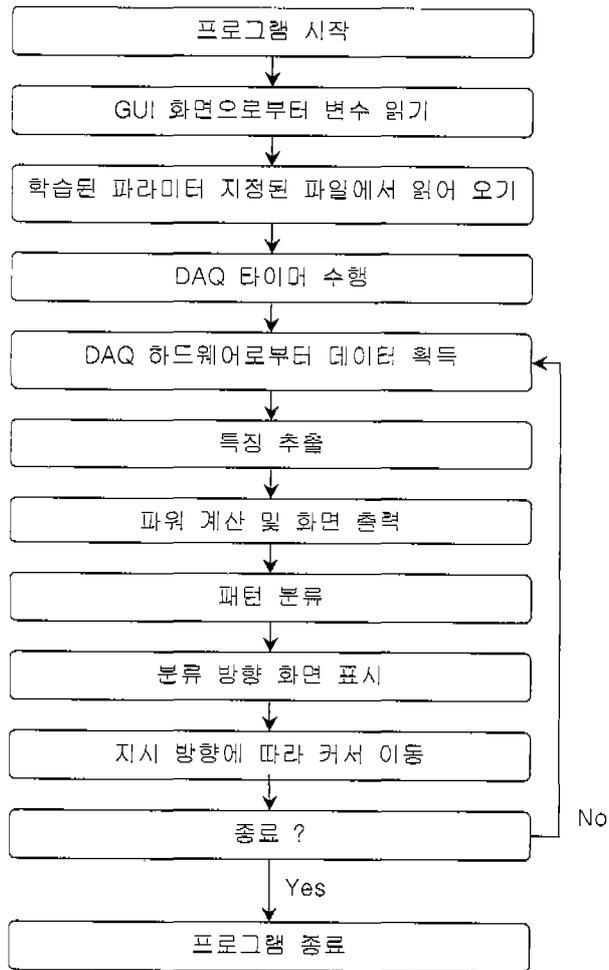


그림 3-2-16 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 모듈의 순서도.

한편 마우스 포인터 제어 프로그램의 실제 구현된 GUI는 다음과 같다.

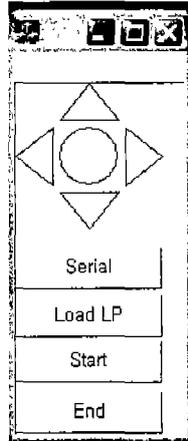


그림 3-2-17 마우스 포인터 제어를 위한 프로그램 GUI.

프로그램을 실행 한 뒤 'serial' 버튼을 클릭하여 하드웨어를 초기화 하고 'Load LP' 버튼을 클릭하여 이용할 학습파라미터 파일을 불러온다. 그리고 'Start' 버튼을 클릭하여 마우스 제어 프로그램을 구동한다.

윈도우 화면상에서의 실행 예는 다음 그림과 같다.



그림 3-2-18 마우스 포인터 제어 프로그램의 실행 화면 예.

인식되는 방향에 따라 GUI화면내의 화살표가 표시되며 정해놓은 이동 간격에 따라 마우스 포인터가 상하좌우로 움직인다. 특정 아이콘 위에서 주먹을 쥐면 아이콘이 선택되고 주먹 쥐는 것을 0.5초 정도 지속하면 선택된 아이콘에 연결된 프로그램이 실행된다.

4. 근전도 마우스 실험 결과

앞서 기술한 그림 3-2-2의 손목 움직임에 따른 동작의 정의를 고려하여 다음과 같은 프로세스에 따라 근전도 획득 실험을 하고 획득된 신호로부터 인식율을 계산하였다.

1. 왼손 손등을 바닥에 놓고 양밴드의 출력 라인 팔꿈치를 향하고 오른쪽 경계선에 위치하도록 조정
2. 근전도 획득 프로그램 준비
3. 정지, 상하좌우 주먹 쥐에 대한 실시간 데이터 디스플레이 확인
4. 전기 노이즈 발생시 센서를 밀착시키고 조금(1~5분) 기다리면 전기 노이즈가 줄어듬
5. 데이터 획득 개요 설명
 - 방향 순서 설명: 좌, 우, 상, 하, 주먹쥐 (각 4초씩), 각 동작사이에는 2초 정도 정지
 - 방향대로 따라 하되 동작의 완성이 0.5초이내가 되도록
 - 힘을 주는 정도는 자연스러운 것보다 10% 정도 더 주는 수준
6. 휴식 상태를 다음 중에서 사용자가 원하는 데로 선택하도록 함
 - 의자 팔걸이에 팔을 놓음
 - 팔꿈치를 책상에 놓음
 - 일어서서 팔을 늘어뜨림
 - 의자 팔걸이에 팔꿈치만 놓음
 - 앉아서 팔을 아래로 늘어뜨림
7. 손목을 움직일 때의 주먹의 상태를 다음 중에서 선택하도록 함
 - 주먹을 살짝 쥐
 - 손가락을 살짝 펴
8. 각 동작을 편하게 하는 요령에 대해 설명해 줌
 - 위쪽은 엄지손가락을 조금 들면 편함, 움직임은 90도가 되도록
 - 아래는 아래 꺾음을 90도가 되도록
 - 좌(비깡)는 손가락을 펴
 - 우(안쪽)는 손목을 확실히 굽힘
9. 근전도 획득 시작
10. 데이터 획득이 끝난 뒤, 인식율 계산하여 피험자에게 보여주어 동기 부여 및 인식이 안되는 동작의 원인 설명함
11. 대부분 동작이 95%될 때까지 조금씩 동작을 바꾸면서 숙지해 가며 반복적으로 데이터 획득

그림 3-2-19 근전도 기반 마우스 제어 적용 및 데이터 획득을 위한 프로세스

인식율 측정 실험은 2003년 11월 26일, 27일 양일에 걸쳐서 이루어졌다. 피험자

는 본 과제 수행기관인 ETRI 가상현실연구부원 중 손목 움직임에 아무런 지장이 없
는 지원자들로 구성되어 있다. 각 동작별 인식을 측정 결과는 다음과 같다.

표 3-2-2 근전도 손목움직임 인식을 측정 결과

파일이름-	정지-	좌-	우-	위-	아래-	킴-	파일이름-	정지-	좌-	우-	위-	아래-	킴-
sis1	100.0	100.0	97.0	77.6	98.5	88.8	ksw1	100.0	100.0	100.0	90.9	100.0	100.0
sis2	100.0	100.0	100.0	100.0	97.0	100.0	ksw2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
sis3	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	ksw3	100.0	100.0	98.1	100.0	100.0	100.0
sis4	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksw4	100.0	100.0	100.0	64.2	100.0	100.0
sis5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksw5	100.0	100.0	97.1	85.2	100.0	100.0
sis6	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksw6	100.0	100.0	100.0	83.6	100.0	100.0
sis7	100.0	77.9	100.0	100.0	100.0	100.0	ksw7	100.0	100.0	100.0	41.2	100.0	100.0
sis8	100.0	100.0	100.0	97.0	100.0	100.0	ksw8	100.0	100.0	100.0	91.0	100.0	100.0
sis9	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	ksw9	100.0	100.0	100.0	48.5	100.0	100.0
sis10	100.0	100.0	100.0	97.0	100.0	100.0	ksw10	100.0	100.0	100.0	10.4	100.0	100.0
sub1	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	97.0	ksa1	100.0	100.0	98.5	95.6	100.0	100.0
sub2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	98.5	ksa2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
sub3	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	97.0	ksa3	100.0	100.0	100.0	83.7	100.0	100.0
sub4	100.0	100.0	93.9	97.1	95.5	92.5	ksa4	100.0	100.0	100.0	97.1	100.0	100.0
sub5	100.0	100.0	100.0	98.5	97.0	92.5	ksa5	100.0	100.0	97.1	98.5	62.7	100.0
sub6	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	88.6	ksa6	100.0	98.5	98.5	100.0	100.0	100.0
sub7	100.0	98.5	95.5	100.0	100.0	98.5	ksa7	100.0	95.5	100.0	100.0	100.0	100.0
sub8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
sub9	100.0	100.0	97.0	100.0	100.0	97.0	ksa9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
sub10	100.0	100.0	87.5	100.0	100.0	97.0	ksa10	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
jay1	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	ksa1	100.0	45.5	100.0	100.0	100.0	100.0
jay2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa2	100.0	100.0	100.0	95.6	100.0	100.0
jay3	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	98.5	ksa3	100.0	83.6	100.0	100.0	100.0	100.0
jay4	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa4	100.0	97.0	100.0	100.0	100.0	100.0
jay5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa5	100.0	97.0	100.0	100.0	100.0	100.0
jay6	100.0	100.0	100.0	95.5	100.0	100.0	ksa6	100.0	77.3	100.0	100.0	100.0	98.5
jay7	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	ksa7	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	100.0
jay8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
jay9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa9	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0
jay10	100.0	100.0	97.0	98.5	100.0	100.0	ksa10	100.0	97.1	100.0	100.0	100.0	100.0
kbi1	100.0	73.5	100.0	83.8	100.0	71.0	ksa1	100.0	100.0	11.9	87.8	100.0	85.1
kbi2	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	ksa2	100.0	100.0	60.6	89.6	100.0	73.8
kbi3	100.0	100.0	100.0	76.1	100.0	100.0	ksa3	100.0	100.0	100.0	84.9	55.5	100.0
kbi4	100.0	98.5	100.0	86.8	100.0	98.5	ksa4	100.0	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0
kbi5	100.0	100.0	100.0	95.5	100.0	100.0	ksa5	100.0	100.0	84.8	97.0	97.1	100.0
kbi6	100.0	98.5	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa6	100.0	100.0	92.5	95.6	68.7	100.0
kbi7	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	98.5	ksa7	100.0	100.0	100.0	72.7	92.6	100.0
kbi8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksa8	100.0	100.0	97.0	98.5	91.2	100.0
kbi9	100.0	100.0	100.0	81.8	100.0	92.5	ksa9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
kbi10	100.0	94.0	100.0	100.0	100.0	95.5	ksa10	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
ksa1	100.0	100.0	25.8	79.1	100.0	100.0	ksb1	100.0	95.1	100.0	100.0	85.3	88.8
ksa2	100.0	100.0	100.0	97.0	100.0	100.0	ksb2	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	97.0
ksa3	100.0	100.0	100.0	66.7	100.0	100.0	ksb3	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
ksa4	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksb4	100.0	100.0	100.0	53.0	100.0	97.0
ksa5	100.0	100.0	85.4	100.0	95.5	100.0	ksb5	100.0	100.0	77.3	85.1	100.0	76.1
ksa6	100.0	100.0	94.0	100.0	100.0	100.0	ksb6	100.0	100.0	100.0	100.0	98.5	95.5
ksa7	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksb7	100.0	100.0	100.0	98.5	100.0	98.5
ksa8	100.0	95.6	100.0	95.5	100.0	100.0	ksb8	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	86.4
ksa9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	ksb9	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
ksa10	100.0	100.0	98.5	100.0	100.0	100.0	ksb10	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
정리	100%	99%	97%	96%	100%	99%		100%	97%	95%	90%	95%	98%

피험자의 수는 총 10명이고 정지 좌 우 위 아래 킴에 대한 평균 인식률은 각각 100 %, 98% .96% 100% 99% 이다. 이때 샘플링 주파수는 1024Hz, 블록 사이즈는 128, 추출특징은 DAMV, 인식기는 FMMNN 등이다. 각 피험자는 10번의 데이터 획득 시험을 반복적으로 하였고, 이때 걸리는 시간은 대부분 30분 미만이었다. 샘플링 주파수를 고려한 블록의 크기는 125ms로서 이는 125ms 마다 한 개의 명령을 수행하는 것을 의미한다. 정지 동작의 경우에는 대부분의 경우 100%에 가까운 분류 성공률을 보여주었고 위 동작의 경우에는 평소에 자주 사용하지 않는 동작으로 정의되어

처음에는 분류 성공률이 낮았으나 실험을 반복함에 따라 사용자가 익숙해지면서 분류 성공률이 향상되는 것을 확인 할 수 있다. 즉 최대 30분 정도의 시간에 사용자들은 어떤 식으로 손목을 움직이면 방향 인식이 잘 되는지 자연스럽게 파악할 수 있었으며 이는 30분 미만의 적응 시간으로 근전도 기반의 마우스포인트 제어를 누구나 쉽게 할 수 있음을 의미한다.

제 3 절 뇌파 기반 HCI 시스템

1. 뇌파 기반 HCI 개요

뇌파를 기반으로 한 뇌와 컴퓨터 간의 인터페이스는 뇌파를 컴퓨터를 제어하는 신호로 변환하여 신체를 사용하지 않으면서 상상만으로 컴퓨터를 제어할 수 있게 하는 시스템을 일컫는다. 따라서 신체를 움직일 수 없는 장애인을 위한 의료보조기로 사용될 수도 있고, 상상 환경에 기반한 모의실험, 즉, 가상현실에도 적용할 수 있다. 그러나 뇌파는 뇌의 복잡한 작용에 의해 발생한 미약한 전기 신호이기 때문에 원하지 않는 뇌신호원으로부터 간섭을 받을 수 있고, 잡음과 잡파(Artifact)에 영향을 많이 받아 양질의 뇌파를 측정하고 패턴을 분석하는 것이 어렵다. 특히 눈 깜박임이나 몸의 움직임과 같이 피험자에게 강요하기 어려운 움직임으로 인해 발생한 잡음이 뇌파에 포함될 경우에는 데이터를 모두 제거해야 할 정도로 분석이 어렵다. 따라서 양질의 뇌파를 측정할 수 있는 뇌파 측정 페러다임과 잡음에 강한 뇌파 분석 알고리즘이 필요하다. 또한 두 부분이 병렬적으로 진행되는 것이 아니라 상호보완적으로 수행되어야 현실적으로 효과적인 뇌파 분석 시스템을 구축할 수 있다. 따라서, 본 과제에서는 뇌파에 포함된 잡파의 제거 여부에 따라 기존의 뇌파를 크게 두 가지 형태로 구분하고, 각 경우에 대해서 구현 가능한 인터페이스의 개발 방법론을 모색하고자 하였다. 이른바, ‘가용뇌파’와 ‘심상뇌파’로 구분한 두 가지 유형의 뇌파는 각각 ‘피험자가 특정 동작을 취할 때 발현되는 잡파 성분이 포함된 뇌파’와 ‘상상을 유도하기에 용이한 시각 자극을 가할 때 피험자에게서 유도되는 뇌파’를 의미한다고 하겠다. 즉, 전자의 경우는 뇌파 분석의 입장에서 제거하기에 많은 어려운 점을 보였던 잡파성분을 인터페이스의 도구로 적극 활용한 예에 해당하며, 후자는 기존의 많은 방법들과 유사하게

단지 인간의 상상에만 의존해서 발생한 뇌파를 인터페이스를 위한 도구로 활용한 예라고 할 수 있다. 언급한 두 가지 경우의 뇌파를 채집, 분석하고 이를 인식하는 일련의 과정들에 따른 세부 사항들을 다음 절로부터 상술한다.

2. 가용 뇌파 기반의 인터페이스 설계 및 구현

이 절에서는 인간의 뇌파, 특히 이마부위의 전두엽 두 채널에서 채집한 신호를 이용한 인터페이스 기술을 다루고자 한다. 특별히 이 부위에서 신호를 채집하는 이유는 장애인의 경우라도 여러 신체부위는 불편할 수 있으나, 대체로 얼굴 부위는 정상인들과 다를 바가 없다고 판단되기 때문이다. 가용 뇌파라고 명명한 이유는 정상상태에서 자연적으로 발생하거나 혹은, 자극에 의해 유발되는 일반적인 뇌파와는 달리 이 절에서 언급하는 뇌파의 경우는 피험자가 특정 동작을 의도적으로 일으킬 때 발생하는 특별한 잡파 성분을 포함하고 있기 때문이다. 이렇게 채집된 신호가 기기를 인식하기 위한 도구로 활용되기 위해서는 신호 성분이 특징 정보를 포함하는 패턴으로 변환된 후, 인식기를 거쳐 인터페이스에서 요구하는 명령어로 매핑이 되는 일련의 과정이 필요하다.

가. 신호의 획득

우선, 얼굴 부위의 근육들을 움직여서 각 동작 당 서로 식별이 가능하며, 다소 높은 인식률이 기대되는 파형 채집을 위한 실험을 하였다. 측정 장비로는 4채널 생체신호의 측정이 가능한 LAXTHA QEEG4를 사용하였다. 측정부위로는 뺨, 코 주위, 이마, 관자놀이 등 여러 부위를 선택하여 전극을 붙이고 의도적으로 얼굴을 찡그린다든지, 이빨을 깨문다든지, 혹은 눈을 깜빡인다든지 하는 동작을 취할 때 발생하는 신호를 채집한 후, 육안으로 파형간의 차이를 분별할 수 있는 몇 가지 신호를 선정하였다. 오랜 시행착오를 거쳐 관자놀이 주변에 전극을 붙이고, 이빨을 깨물거나, 눈을 깜빡일 때 획득할 수 있는 잡파 신호들이 서로 간에 파형측면에서 차이점을 보임을 알았다. 뺨이나 코 주위에서 획득할 수 있는 신호들은 분별력이 떨어지는 점도 있지만, 인터페이스를 위해 사용되는 전극의 부착위치로는 적절치 못하다는 주변인들의 반응이 많아서 제외하였다. 이 실험에서 많은 어려움을 느꼈던 부분은 측정부위의 선정과 아울러 각 측정부위가 유효하도록 하기 위해 피험자가 취해야 하는 행동들의 결정에 관한

것이였다. 즉, 측정부위의 선정과 취해야 되는 행동이 만들어낼 수 있는 조합수가 많다는 것이다. 또한, 실험자들 각자마다 같은 행동- 이를테면, 이빨을 깨무는 경우-을 하더라도 적절한 행동을 취하는 사람이 있는 반면, 의도한 행동을 잘 취하지 못하는 사람도 많았다. 그런 사람들의 경우는 동작을 익히기 위한 별도의 학습시간을 따로 두었다. 이러한 과정을 거쳐 선정한 4개의 동작에 따른 신호 파형 중 다소 양호하다고 판단되는 경우를 아래 그림 3-3-2에 보였다. 각각의 그림에 보인 신호들은 그림 3-3-1에서 보듯이 좌우 관자놀이 부근에 부착한 2개의 센서로부터 채집된 것들이다. 이때 취한 동작은 이빨 깨물기와 눈 깜빡임이였다.

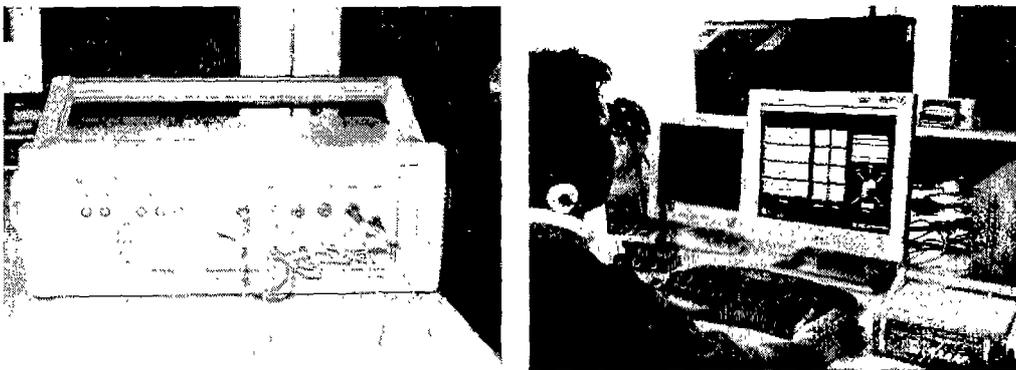
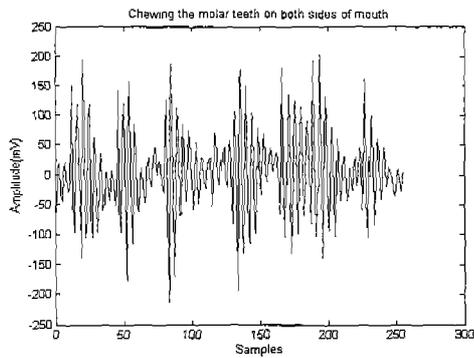
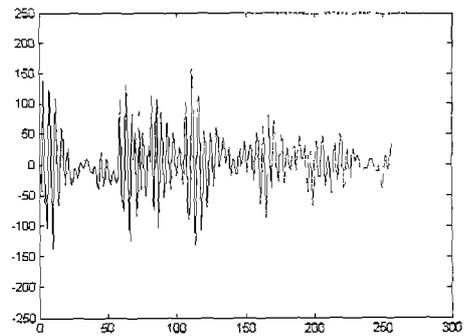


그림 3-3-1 신호채집을 위한 측정 장비 및 신호채집 장면

① 양쪽 어금니를 깨물었을 때 발생하는 신호

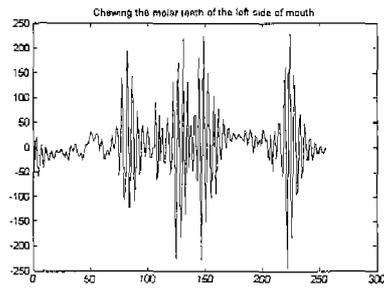


왼쪽 관자놀이 부위

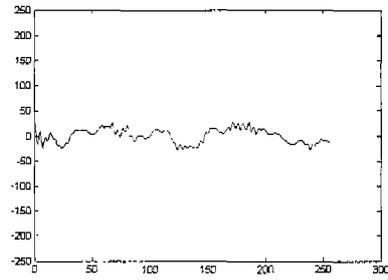


오른쪽 관자놀이 부위

② 왼쪽 어금니를 깨물었을 때 발생하는 신호

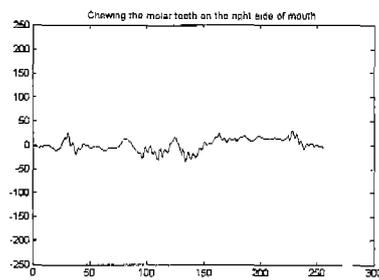


왼쪽 관자놀이 부위

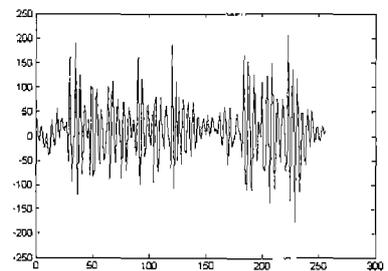


오른쪽 관자놀이 부위

③ 오른쪽 어금니를 깨물었을 때 발생하는 신호

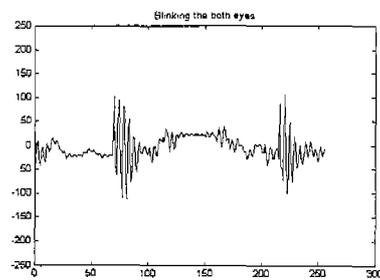


왼쪽 관자놀이 부위

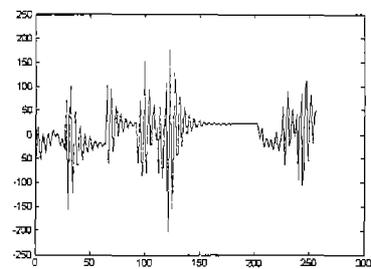


오른쪽 관자놀이 부위

④ 두 눈을 깜빡일 때 발생하는 신호

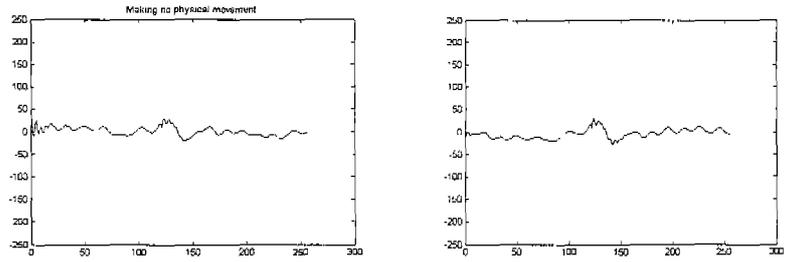


왼쪽 관자놀이 부위



오른쪽 관자놀이 부위

⑤ 아무 동작을 취하지 않을 때 발생하는 신호



왼쪽 관자놀이 부위

오른쪽 관자놀이 부위

그림 3-3-2 특정 동작에 따라 발생된 신호유형들

대체로 채집 신호들의 중요한 정보는 주파수면에서 200Hz부위 이하에 주로 위치하기 때문에 신호 채집 시 표본화율은 512Hz를 사용하였고, 전원 noise를 제거하기 위한 60Hz 노치 필터도 전처리(Preprocessing) 단계에서 이용되었다. 각 동작을 취할 때 녹음 되는 신호의 길이는 0.5초였으며 이는 그림 3-3-2의 X축이 나타내는 샘플수가 256개임을 보면 잘 알 수 있을 것이다. ①~⑤의 5개 class의 신호들에서 볼 수 있듯이 다소 육안으로도 신호간의 차이를 쉽게 분별할 정도가 되었다.

나. 신호의 분석

신호를 분석하여 유효한 특징정보(Feature)를 추출하는 과정은 패턴분류(Pattern classification)문제에서 가장 중요한 부분이라고 할 수 있다. 여기서 도입한 특징정보는 LPC(Linear Prediction Coefficient)인데 이는 어떤 시간에서의 샘플을 과거의 여러 샘플들은 조합하여 근사화하고자 할 때 이용되는 가중치(Weight)값들이라고 할 수 있다. 특징정보를 추출하는 과정에서는 Windowing method를 사용하였으며, 이 경우에 선정한 Window의 길이는 대체로 Stationary한 특성을 보인다고 판단되는 30ms를 선택하였으며, Window overlapping rate는 50%였다. 아래 그림 3-3-3은 이러한 특징정보 추출과정을 대략적으로 보인 것이다.

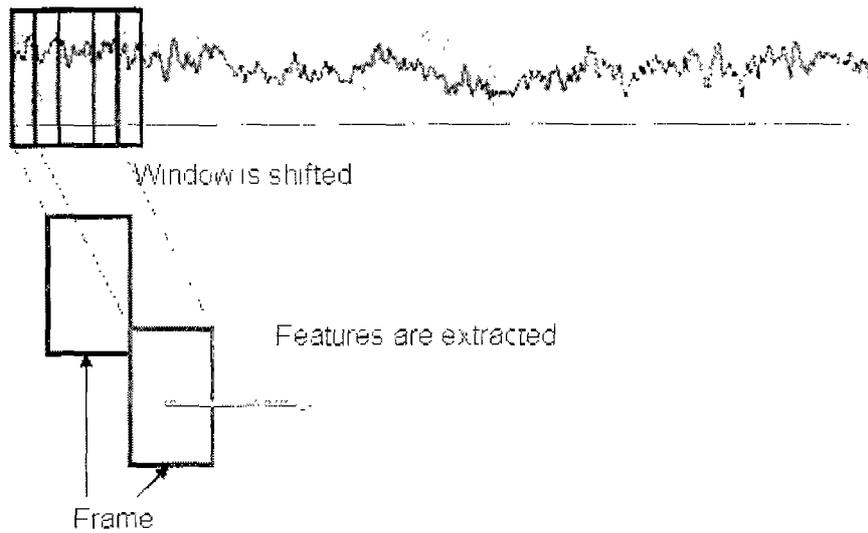


그림 3-3-3 특징정보추출(Feature extraction)과정

그림에서 보듯이 이 과정은, 각각의 신호들이 프레임이라고 일컬어지는 Window 크기만큼의 세부신호들로 분할(Segmentation)된 다음 각 프레임으로부터 원하는 특징 정보들이 추출되는 형식의 신호처리 분야에서 많이 활용되는 일반적인 방법론을 따라 전개된다. 특징정보로 사용된 LPC를 조금 살펴보면, 이는 아래와 같은 선형예측 수식에서 원 신호 s_n 과 예측 신호 \bar{s}_n 와의 차이인 e_n 을 최소가 되게 하는 계수 a_i 로 표현되며 과거의 몇 개의 샘플들을 조합하여 현재의 샘플을 표현하는데 사용되어지는 정보이다. 이때, LPC의 차수 P는 3~7차로 다양하게 사용한 후 가장 좋은 인식 결과를 내는 것을 선택하는 방법을 따랐다. 그림 3-3-4는 이러한 방법에 따라 구한 LPC의 시간변화에 따른 결과를 나타낸 것이다.

$$\bar{s}_n = \sum_{i=1}^p a_i s_{n-1} \quad p=5$$

$$e_n = s_n - \bar{s}_n = s_n - \sum_{i=1}^p a_i s_{n-1}$$

$$E = \sum_{n=1}^N e_n^2 = \sum_{n=1}^N s_n^2 - \sum_{i=1}^p a_i s_{n-1}$$

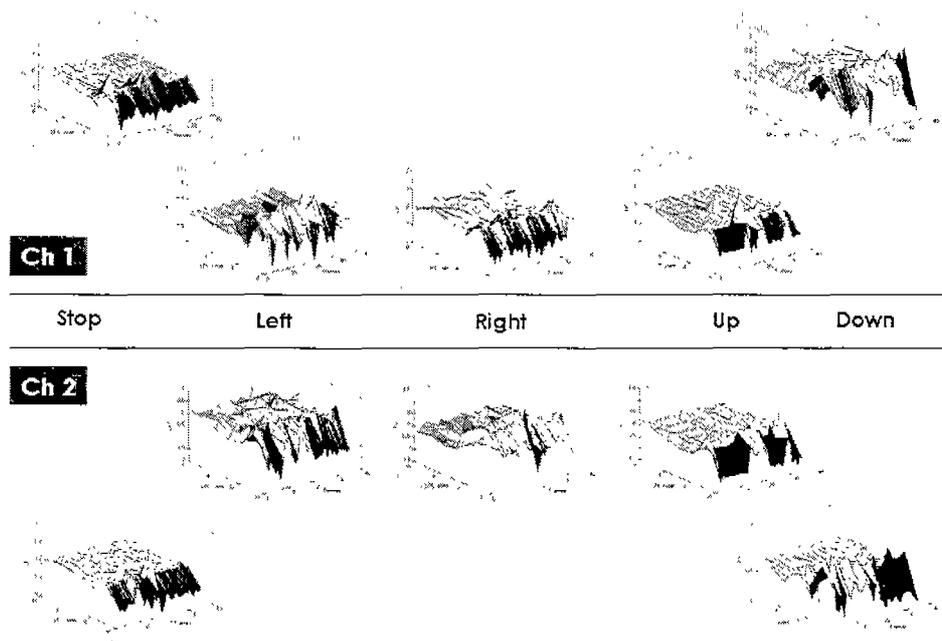
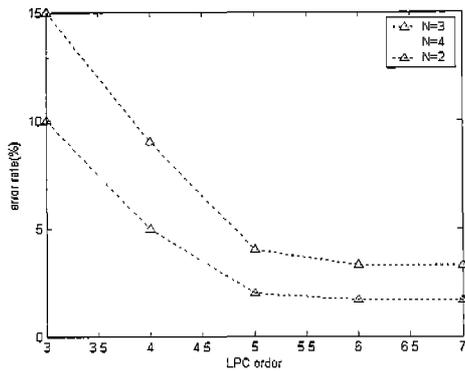


그림 3-3-4 시간변화에 따른 각 Class별 LPC 정보

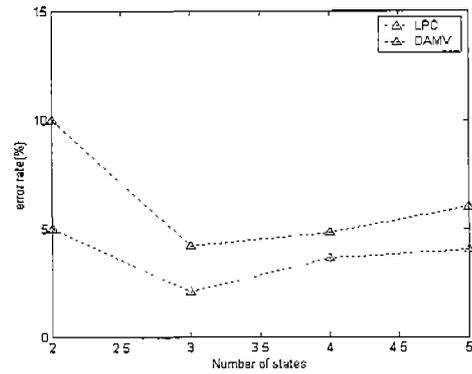
그림에서 보듯이 LPC정보 또한 그림 3-3-2에 나타난 신호패턴과 유사하게 5개 Class에 대해서 분별 가능한 패턴을 보이고 있었다.

다. 인식 실험

패턴구별을 위한 식별기(classifier)로는 HMM(Hidden Markov Model)을 채택하였다. 이는 EEG와 같은 시간변화에 따른 random하면서 비정상(nonstationary)적인 신호특성을 통계모델(stochastic model)인 HMM이 잘 반영하는 것으로 알려져 있기 때문이다. HMM은 크게 Discrete type과 Continuous type으로 나눌 수가 있는데 신호의 복잡성을 고려하여 Continuous type을 선택하였다. 이 경우 사용한 HMM의 state수는 5, Mixture수는 3이었으며 model은 Left-right model을 사용하였다. HMM을 만들기 위해 사용한 훈련 데이터는 각 Class당 100개의 데이터였으며, 인식 실험 시 훈련 데이터량:인식 데이터양을 90:10로 나누고 이를 10회 반복하는 10 times crossvalidation 방법을 채택하여 훈련 데이터수가 작은 점을 극복하고자 하였다. 그림 3-3-5는 이와 같은 방법을 통해 얻은 인식오율을 보여주고 있다.



(a) LPC차수에 따른 인식오율



(b) HMM의 상태 수에 따른 인식오율

그림 3-3-5 LPC 차수 및 HMM의 상태 수에 따른 인식오율

그림에서 보듯이 인터페이스에 적용하기 위한 도구로서 도입한 가용뇌파의 경우 LPC차수가 5, HMM의 상태 수는 3 정도면 인식문제에 있어서 적절한 것으로 판단되었다. 또한, 그림 3-3-5(b)에서 EMG의 인식문제에서 많이 활용되는 특징정보인 DAMV(Difference Absolute Mean Value)와 LPC와의 인식오율에 대한 비교 결과를 보였는데, LPC 정보가 DAMV 정보에 비해 상대적으로 더 우수함을 알 수 있었다.

라. 인터페이스의 적용

1) 인터페이스용 GUI

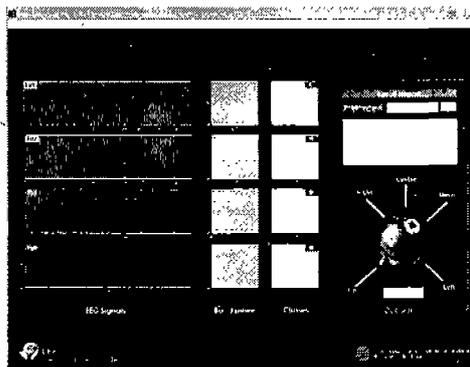


그림 3-3-6 인터페이스용 GUI

그림 3-3-6은 개발된 인터페이스를 위한 사용자 GUI를 보인 것이다. GUI의 활용은 크게 피험자 학습을 통한 온라인 신호 획득, 피험자 종속용 (Subject-dependent) 특징 정보추출, 추출 정보 패턴의 인식으로 크게 나눌 수가 있는데 각각에 대한 세부 사항은 다음과 같다.

2) 신호 채집 및 학습과정

1)절에서 언급한 신호 측정 장비 QEEG를 통해 의도한 잡파성분이 포함된 신호를 채집하기 위해서는 피험자에게 녹음 시작 시점을 알려줄 필요가 있는데 그 역할을 하는 것이 아래 그림 3-3-7에 보인 Cue box이다. Cue box 위에는 C/L/R/U/D 다섯 알파벳들이 적절한 시간 간격을 두고 차례로 나타났다 사라졌다를 반복하게 되는데 각각의 알파벳이 나타나는 시점에 맞추어 미리 지정해 둔 특정 동작을 취함으로써 의도한 잡파가 채집 신호에 발현이 되게 하면 된다. C/L/R/U/D 각 알파벳은 Center/Left/Right/Up/Down을 나타내며 정지 상태 혹은 4방향 중 어느 한 방향을 의미한다. 각 알파벳은 피험자가 취하는 특정 동작에 매핑이 되어 있는데, 본 과제에서 시도한 4가지 형태의 동작은 표 3-3-1과 같다. 가령, GUI에서 Cue box 위의 알파벳이 U로 나타날 경우, 피험자는 그 시점에 맞추어 미리 정해진 두 눈 깜빡임의 동작을 행하여 의도한 잡파를 발생시키고 그 결과 파형을 GUI화면의 왼쪽에 보인 신호 출력 창을 통해 확인하면 된다.

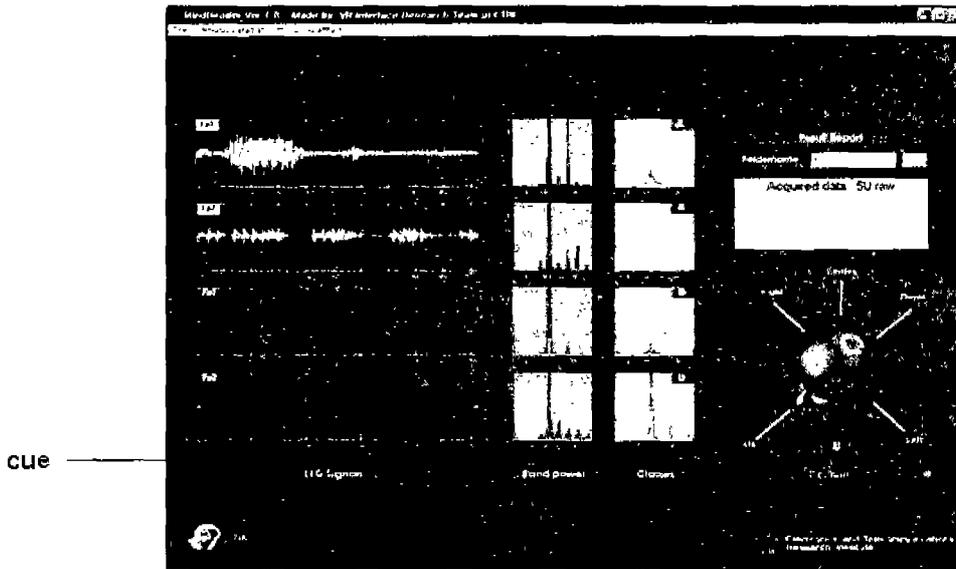


그림 3-3-7 피험자의 동작유형과 시점을 알려주는 Cue box

표 3-3-1 각 Class에 따른 피험자가 취해야 하는 동작들

Classes	피험자가 취하는 동작
Center	아무런 동작을 취하지 않는다.
Left	왼쪽 어깨너를 깨문다
Right	오른쪽 어깨너를 깨문다
Up	두 눈을 짧게 깜빡인다
Down	양쪽 어깨너를 깨문다

이러한 과정을 통해 채집된 신호들로부터 인식에 유효한 LPC 정보를 추출하고 이를 바탕으로 각 Class별 HMM을 만드는 작업은 아래 그림 3-3-8에서 보듯이 "HMM parameter generation" 과정을 통해 이루어진다.

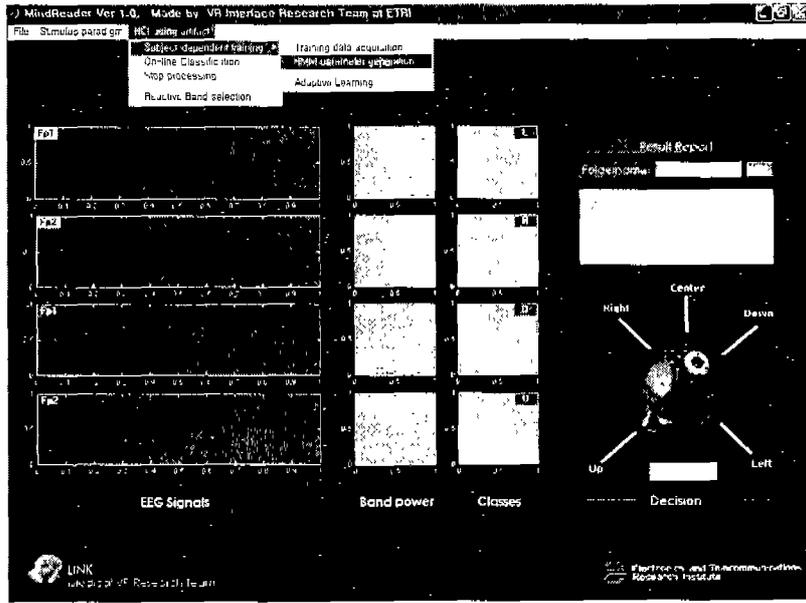
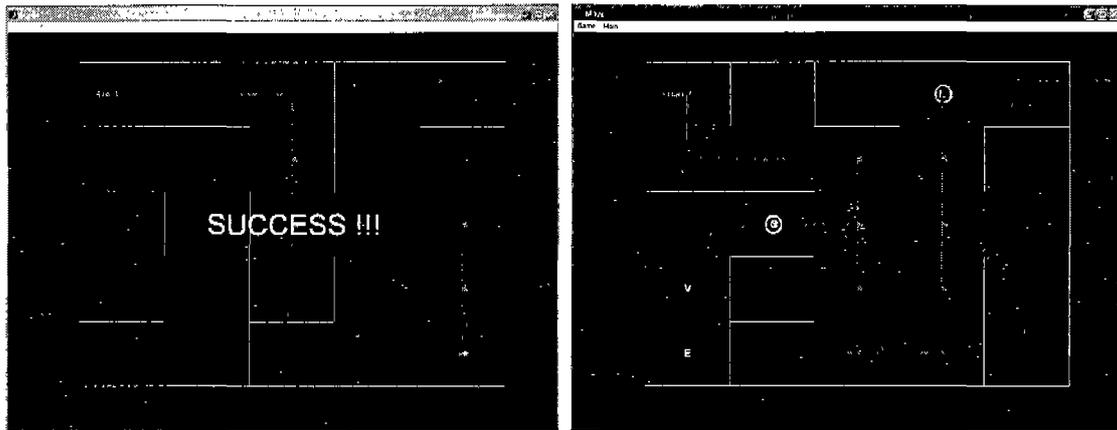


그림 3-3-8 특징정보 추출 및 HMM 생성 과정

3) 패턴 인식 및 응용 프로그램 구동

패턴 인식 과정은 피험자가 임의로 취한 동작에 따라 발생한 신호로부터 LPC 정보를 추출하고 이를 나)절에서 구한 각 Class별 HMM과 매칭을 시켜서 가장 높은 확률 값을 보이는 HMM의 Class를 파악하는 작업이라고 할 수 있다. 이 과정을 통해 제시되는 인식결과는 인터페이스에서 활용하고자 하는 명령어로 곧바로 전환이 되어서 다양한 응용 프로그램을 구동할 수 있게 된다. 이 과제에서는 많은 응용 프로그램 중 간단하면서도 널리 알려진 미로게임을 택하여 인터페이스로의 적용 가능성을 검증하였다. 그림 3-3-9 (a)는 시작점과 목표지점이 표시된 일반 미로게임을, 3-3-9 (b)는 미로 내에 흩어져 있는 알파벳을 조합해서 단어를 구성하는 게임을 보여주고 있다. 피험자마다 약간의 차이는 있으나 수차례의 학습을 통해 개인마다 자신에게 적합한 신호 발생 방법을 체득한 후, 수행한 게임 운용 실험에서 대략 97% 이상의 인식률을 나타내어, 가용뇌파를 인터페이스의 도구로 적용 가능함을 확인하였다.



(a) 미로 게임

(b) 단어구성 게임

그림 3-3-9 미로 게임과 단어 구성 게임

4) 인터페이스 시스템의 내부 모듈 구성도

개발된 인터페이스 시스템의 하부 모듈들과 모듈들 간의 관계는 그림 3-3-10 과 같다.

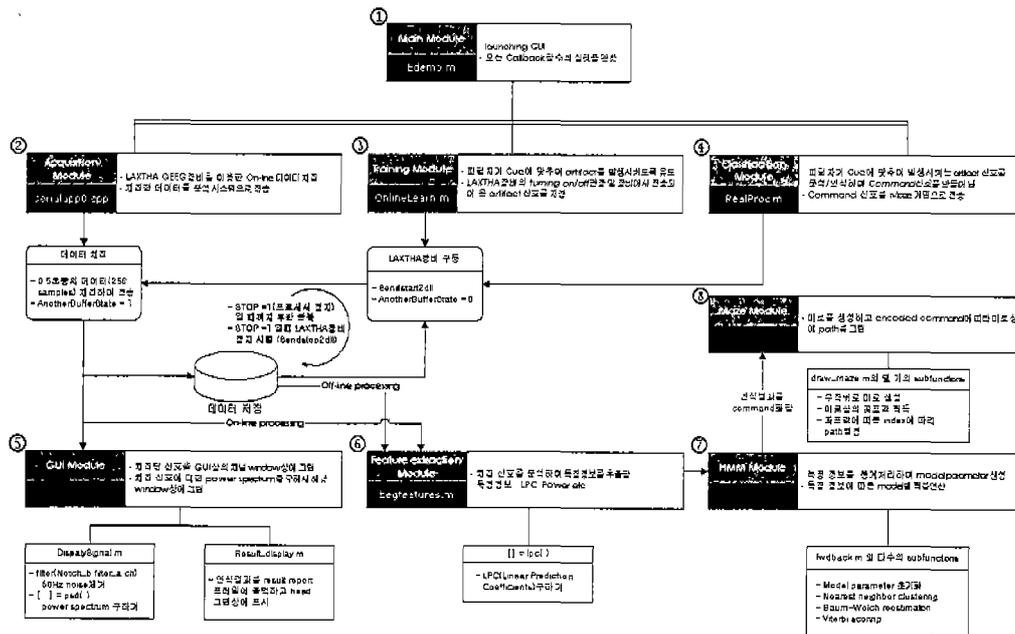


그림 3-3-10 인터페이스 시스템의 하부 모듈, 함수 및 모듈 관계도

3. 심상 기반 뇌파 인터페이스 개발

가. 온라인 테스트베드 구축

심상 기반의 뇌파 인터페이스 개발을 위한 온라인 테스트베드는 피험자의 순수 심상에 의한 뇌파를 얻어 이에 대한 특징 추출과 패턴 분류를 온라인으로 실시하여 그 결과를 확인할 수 있는 시스템으로서 본 연구에서의 2가지의 뇌파 측정 장비를 사용하여 구현하였다. 각 시스템은 자극 제시 부분과 뇌파 획득 모듈, 특징 추출 및 패턴 분류를 위한 뇌파 처리 모듈, 패턴 분류 결과를 나타내는 모듈로 이루어진다. 자극 제시 부분을 담당하는 컴퓨터의 모니터에 해당 자극이 제시되면 피험자는 지시에 따라 상상을 하게 된다. 이 때 발생한 뇌파는 active electrode를 통해 AD-box로 전달되며, 다시 USB receiver로 fiber를 통해 전달된다. 한편 자극이 제시되면 trigger 신호를 발생하게 되는데 이 신호 PCI port를 통해 역시 USB receiver로 전달되어 뇌파 신호와 합쳐지게 된다. 이렇게 합해진 신호는 데이터 수집 및 분석 파트를 담당하는 컴퓨터로 USB port를 통해 입력되게 된다(그림 3-3-11). 이 때 사용한 뇌파 측정 장비는 BIOSEMI사에서 제작한 ActiveTwo system과 LAXTHA system이다. Active Two 시스템에 대한 데이터 채집과 알고리즘 테스트는 위탁 연구로서 포항 공대에서 수행하였다. ActiveTwo 시스템에서의 데이터 수집과 관련된 소프트웨어로 ActiView 5.12가 포함되어 있으나 online 패턴분석에 적합하지 않아 NI사에서 제작한 프로그래밍 언어인 LABVIEW를 이용하여 프로젝트의 목적에 맞도록 수정하였다. 뇌파 측정 방법에 따라 자극이 제시되게 하기 위해 MATLAB을 이용하여 프로그래밍 하였다. 피험자로 20대 남자 두 명이 참여하였으며, 상,하,좌,우에 대한 실험과 좌,우에 대한 실험을 수행하였다. 뇌파 측정 장비로부터의 raw 데이터 수집 및 분석 부분의 인터페이스는 그림 3-3-12와 같다. 데이터를 수집하기 전에 reference 방법과 몇 개의 채널을 선택할 것인지, low-pass filter나 high-pass filter를 사용할 것인지, 만약 사용한다면 cut-off frequency는 무엇으로 할 것인지 등을 선택하여 주어야한다. 수집하고 있는 데이터를 모니터 상으로 보고 싶을 때는 Start 버튼을 누르면 되고, 저장하고 싶을 경우 오른쪽 하단의 Save 버튼을 눌러주면 된다. 데이터 수집 및 분석 과정은 데이터를 training하기 위한 것인지 test하기 위한 것인지에 따라 달라진

다. 우선 training을 하기 위해 데이터를 수집할 경우 Training할 데이터가 파일 형태로 저장되어야 하고, Start 버튼을 누르지 않은 상태여야 한다.

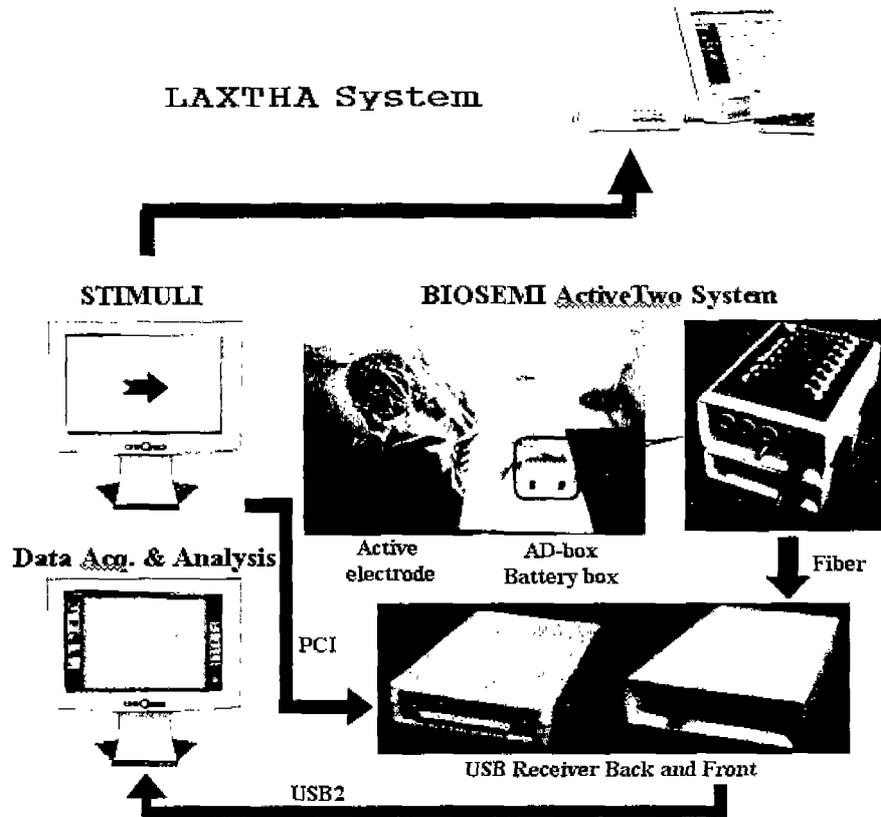


그림 3-3-11 온라인 테스트베드 시스템

이 상태에서 Analysis Directory와 Training Data File을 정해진 후 Training 버튼을 누르면 해당 데이터로 Training이 되며 이 때 생성된 파라미터는 Parameter File에 보이는 경로명으로 저장된다. Test를 하기 위해 데이터를 수집할 경우, online으로 분석하기 때문에 Start 버튼을 눌러 데이터를 수집하고 있는 상태에서 수행해야 한다. Trigger signal이 들어오면 Rising Trigger 버튼이 활성화되며 1.8초간 데이터를 수집한다. 수집한 데이터는 MATLAB server로 전달되며, Parameter File에 명시된 파라미터를 이용하여 test 과정을 거치게 된다. 결과는 Result에 표시되고, 원래 Target값과 비교하게 된다. Result와 Target의 버튼은 위로부터 상,하,좌,우를 의미하

더 버튼이 활성화됨으로써 해당 방향을 나타낸다.



그림 3-3-12 데이터 수집 및 분석 인터페이스

데이터를 분석하기 위해서는 다음과 같은 전처리 과정이 필요하다.

- Low-pass filtering : cut-off frequency = 30 Hz
- Baseline correction : DC 성분 제거 (하드웨어 내에 DC amplifier를 사용하기 때문에 trigger signal의 영향을 받아 전체 신호의 DC 성분이 변한다. 이를 보정해주기 위한 절차이다.)
- Resampling : 2048 Hz -> 128 혹은 200 Hz (하드웨어의 특성상 sampling frequency를 2048 Hz 이하로는 데이터 수집을 할 수 없다. 그러나 뇌파의 경우 30 Hz 이하에 모든 정보를 가지고 있으므로 작은 sampling frequency로 줄이는 것이 계산상에 더욱 효율적이다.)

나. 자극안 설계에 의한 뇌파 DB별 알고리즘 테스트

피험자의 뇌파 DB를 얻기 위한 자극은 4방향 인지를 위한 뇌파 유발을 목적으로 하며 뇌파 DB 구축은 서울대 병원에서 실시하였고, 또한 2002년도 이대 목동 병원에서 뇌파 DB 구축한 자료도 사용하여 알고리즘을 테스트하였다. 우선 서울대 병원에서 얻은 뇌파 DB는 animation, wall, axis, ball 자극으로부터 뇌파를 획득하였다.

animation 자극은 몰입형 자극으로 상하좌우 각각 4~6초 동안의 이벤트마다 플래시로 이루어진 애니메이션으로 단순한 형태의 자극을 지양하고 움직이는 물체와 자연스러운 배경 등으로 자극 제시동안 피험자로 하여금 해당 상황에 쉽게 빠져들고 흥미를 유발하게 하였다. 피험자가 상상을 할 때에도 각 이벤트의 장면을 상상하도록 유도하였다. 나머지 wall, axis, ball 의 자극안은 4방향의 이벤트마다 단순한 형태의 wall, axis, ball이 상하좌우로 움직이게 하여 피험자로 하여금 단순하며 효과적으로 자극을 유발하게 하였다. 각 자극에 대한 학습과 인식 테스트는 오프라인 테스트와 온라인 테스트로 하였다. 오프라인 테스트에 대한 분석을 위해 자극이 제시되는 동안 뇌파 측정기에서는 32개의 채널을 통해 데이터를 획득하고, 처리 모듈에서는 각 채널별 데이터를 Fp1, Fp2, C3, C4, F7, F8 채널로 선별하여 특징을 추출하였으며 이때 Band Power, Asymmetric Ratio, Wavelet의 알고리즘을 사용하였다. 패턴 분류를 위해서는 HMM 모델을 사용하여 cross validation test를 실시하였다. 온라인 테스트에서는 실시간으로 피험자에게 자극을 제시하는 순간 피험자에게 유발된 뇌파를 받고 위에서 소개된 알고리즘을 이용하여 피험자의 특징을 나타내는 학습 파라미터를 추출한다. 이렇게 하여 학습이 완료되면 테스트를 위한 자극이 제시되며 학습 파라미터를 이용하여 방향 분류를 하고 자극에서 제시된 실제 방향과 일치하는지를 테스트 한다.

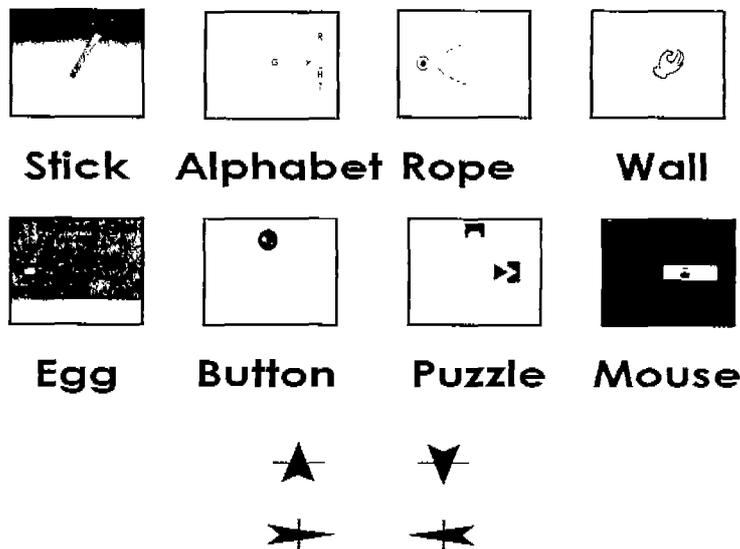
1) 데이터 설명

2002년도에 제작한 이대 목동병원 뇌파 DB와 서울대 병원에서 획득한 뇌파 DB를 이용하여 알고리즘의 성능을 분석한 내용과 데이터의 상세 설명은 다음과 같다. 8가지 종류의 자극에 대해 각각 4개의 클래스(상,하,좌,우) 각 클래스에 해당하는 방향은 3가지 방법(양손, 한손, 말하기)으로 상상된다.

가) 자극의 종류와 상상 요령(그림 3-3-13)

- stick : 막대기가 네 방향 중 한 방향으로 쓰러지다가 멈추면 끝까지 쓰러뜨리는 움직임을 상상.
- rope : 로프가 움직이다가 멈춘 방향으로 로프를 막대기에 걸러는 움직임을 상상.
- wall : 움직이다가 멈춘 벽을 끝까지 미는 움직임을 상상.

- egg : 떨어지는 달걀을 한 손으로 받는 움직임을 상상.
- button : 네 방향 중 한 방향에 나타난 단추를 꼭 누르는 움직임을 상상.
- puzzle : 조각이 움직이다가 멈추면 조각을 끝까지 밀어서 조각에 끼우는 움직임을 상상.
- alphabet : 네 방향 중 한 방향에 빈칸을 포함한 단어가 나타나면 빈칸에 해당 글자를 집어넣는 움직임을 상상.
- mouse : 미키 마우스가 터널을 뚫다가 멈추면 미키 마우스를 끝까지 밀어서 터널을 뚫는 움직임을 상상



화살표

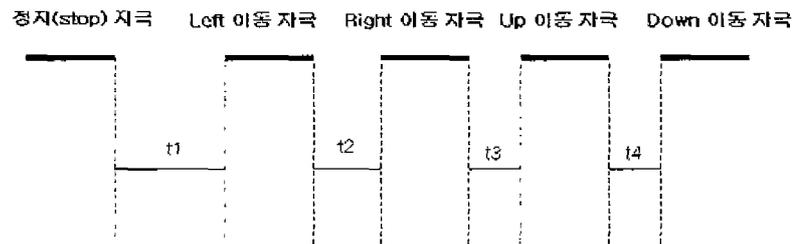
그림 3-3-13 자극안

- 나) 클래스: up, down, left, right (egg의 경우에는 left, right 만)
- 다) 상상방법: both hand, dominant hand, both hand & language
- 라) 각 자극과 각 상상방법에 대한 trial의 개수: 40 (클래스 당 10개씩)
- 마) 채널 : Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Cz, T3, T4, T5, T6, P3, P4, O1, O2, EOG (이 중 C3, C4 채널만 사용)

- 바) 샘플링 주파수: 200 Hz
- 사) 밴드 패스 필터링 (band pass filtering) : 0.5 - 30 Hz
- 아) 피험자 수: 33명
- 자) 서울대 뇌파 DB 구축을 위한 자극안

(1) Axis 자극

Stop (정지 화면) 자극 제시 후, 4 가지 (상,하,좌,우) 방향을 상징하는 서로 다른 개별 동영상 자극을 무순서로 random한 interval을 두고 연속된 sequence로 보여준다.



- 각 자극 사이의 time interval (t1, t2, t3, t4)은 무작위
- 4가지 방향에 대한 개별 자극(Left, Right, Up, Down)은 무순서로 제시
- 일반적으로, 정지 자극이 제시된 후 한참 후에 다른 자극들이 제시

그림 3-3-14 자극안 요령

- 각 자극안에서 적색 공(red ball)의 움직임은 정지, 좌/우/상/하 이동을 각각 상징한다.
- 각 자극안에서 red ball이 해당 방향으로 서서히 움직인 후 각 끝의 화살표 방향으로 사라지게 되는데, 이 사라짐 상태가 잠시 지속되어 실제로 피실험자에게 red ball이 동일 방향으로 계속 움직여서 화살표를 뚫고 지나갈 것 같은 상상을 불러일으키게 되는 효과를 발휘한다.

(2) Ball 자극

- 이 자극은 training session과 acquisition session으로 나누어진다.
- 이 자극의 효과는 연상 작용을 이용하는 것으로 training에서 관찰된 현상들을 관찰한 후 acquisition session에서는 연상을 일으키는 원인이 되는 현상만을 보여준 후 그 이후의 뇌파를 주로 측정하게 된다.

- 연상은 원인이 되는 4가지 다른 방향의 화살표의 등장과 그 반대방향으로의 불의 3D 움직임으로 이루어져 있다.
- 화살표의 방향과 불의 움직임을 반대로 한 것은 문제로서의 task를 준 것으로 후에 acquisition부분에서는 화살표만 주어지고 시간 delay(stop 동영상들) 기간이 주어져 피험자는 자신의 기억에서 문제를 풀어 그 반대방향의 불의 움직임을 기대하게 되며 그 확인을 위해 불의 움직임을 기다리게 된다.
- 화살표의 방향과 불의 움직임과의 상관관계는 복잡하게 확장될 수 있다.
- 각 기대 기간의 뇌파가 baseline에서 측정된 뇌파와 비교되어서 각 방향의 기대 상황에서의 뇌파 분별이 가능한지 판단하게 된다.
- 각 기대 기간 (stop 동영상에서의 delay 기간)은 random으로 주어, 인지 심리의 oddball paradigm을 충족시키게 하였다.

(3) Animation 자극

심상에 의한 뇌파 추출 및 인식을 위하여 어떠한 자극으로 사용하였는가는 중요한 이슈이다. 자극을 유발하는 장면이 머릿속에서 쉽고 효과적으로 떠오르게 하려면 과거의 경험을 상상하게 해주는 자연스럽게 일상적인 내용의 몰입형 형태가 하나의 대안이 될 수 있다.

- 정지 자극: 자동차를 타고 가는 데 정면으로 벽이 있고 stop 사인의 뜻을 보면 과거의 경험이 상상으로 살아난다.
- Up 자극: 만화영화에서 보면 기구를 타고 올라가는 상상을 쉽게 유발시킬 수 있다.
- Down 자극: 자신이 개울가에서 다이빙을 하다가 물에 입수하고 떠서 하늘을 보는 자세로 풀밭으로 떨어졌다가 누워 보는 편안한 경험을 유발하는 자극이다.
- Left 자극: 달밤에 구름이 동쪽에서 서쪽으로 흘러가는 모습으로 눈을 감으면 그 장면이 그려지는 평화스러운 분위기의 자극을 유발한다.
- Right 자극: 어떤 몸집이 뚱뚱한 사람이 눈을 감고 서 있다가 오른쪽으로 넘어지려는 순간에 놀라서 눈을 뜨고 자세를 교정하는 모습을 쉽게 상상할 수 있는 자극이다.

2) 전처리 과정

각 자극별로 1.5초씩 잘라냈다. 자른 구간은 두 가지 경우가 있었는데, 그림 3-3-15와 같다. 뇌파 정보를 주로 포함하고 있는 주파수 영역, 0.5~30 Hz 사이의 데이터를 얻기 위해 bandpass filtering을 한다. 파일개수가 맞지 않는 사람(14명), 파일크기가 안 맞는 사람(1명), 측정 중 머리를 움직인 사람(1명), beep이 비정상적인 위치에 있거나 개수가 다른 사람 (10명), EOG 채널에서 눈 깜박임이 지나치게 많이 관찰된 사람 (6명)의 데이터를 제거하였다(총 32명). 보통 한번의 눈 깜박임이 뇌파에 1초 정도 noise로 영향을 끼친다고 생각되므로, 1.5초 정도의 데이터를 사용하는 우리에겐 한번의 눈 깜박임도 치명적일 수 있다. 따라서 정확한 실험결과를 위하여 가장 눈 깜박임이 포함되지 않은 피험자, YSH의 데이터와 그 다음으로 noise가 적었던 LJM의 데이터를 실험에 주로 사용했다. sample data는 2가지로 구성되게 하였다. 첫 번째는 both hand (BH), dominant hand (DH), language (BHL)을 모두 합쳐서 구성하는 경우, 따라서 각 경우당 40개의 trial로 구성되어 있고 3개의 set이므로 총 120개의 sample data를 얻게 된다. 두 번째는 각 경우에 대해 다른 sample data를 구성하는 경우이다. 따라서 한 개의 실험에 4개의 trial이 존재하고 실험의 횟수가 증가한다.

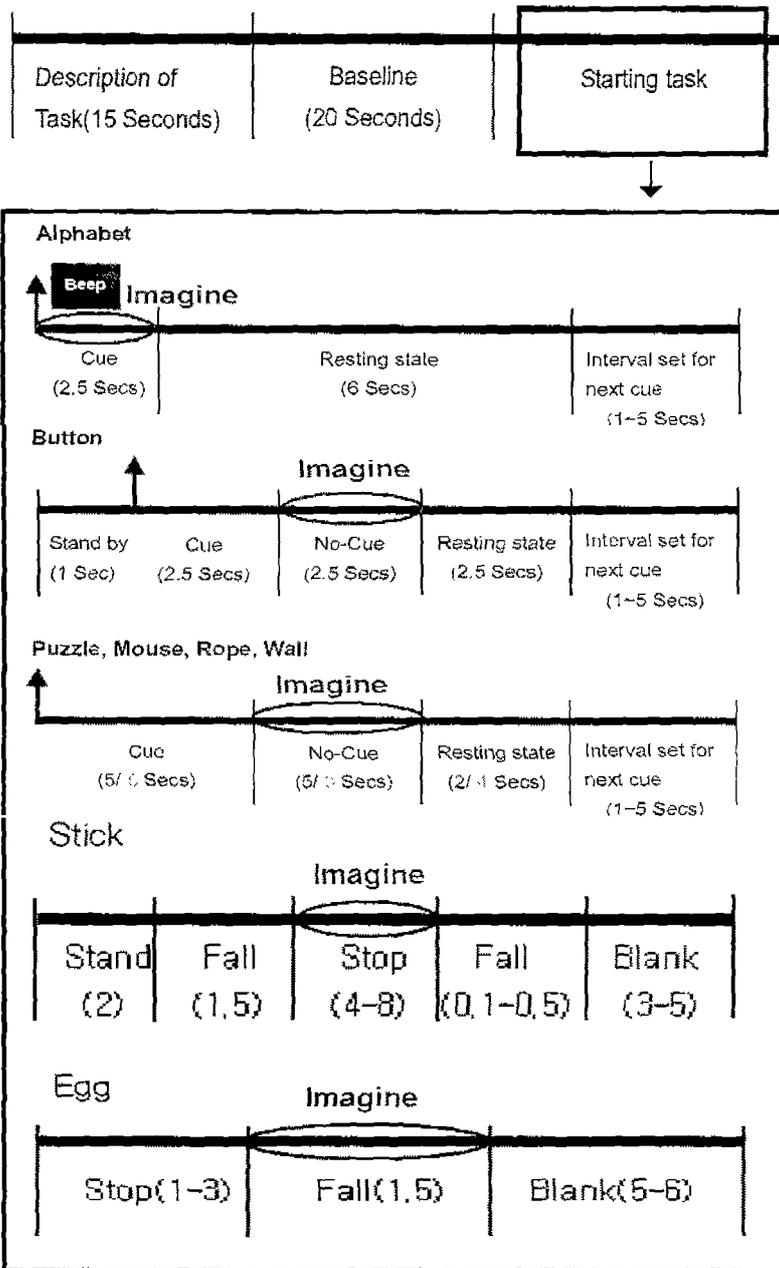


그림 3-3-15 데이터 채집 구간(자른 구간을 빨간 점선으로 된 원으로 표시하였다. 길이는 1.5초)

가) 주성분 특징에서 상위 주성분 몇 개를 제거한 경우

여기서 사용한 모델은 지난 해 본 연구팀에서 우수한 성능을 입증한 PCA-HMM 시스템을 기본으로 하였고 특징 추출 시에 상위 주성분 몇 개를 제거하는 기법을 적용하였다. 전체적인 구조는 그림 3-3-16과 같다. 전처리 과정을 거친 데이터에서 특징을 뽑기 전에 데이터 분할(data segmentation)을 하였다. 윈도우의 크기는 0.5초, overlapping은 하나의 윈도우 크기의 80%가 되도록 분할하였다. 분할한 데이터를 이용하여 주성분 분석을 하였고, 주성분 분석에서 100 개의 주성분을 추출 한 후에 상위 4번째부터 25번째까지의 주성분만을 이용하여 데이터의 주성분 특징을 추출하였다.

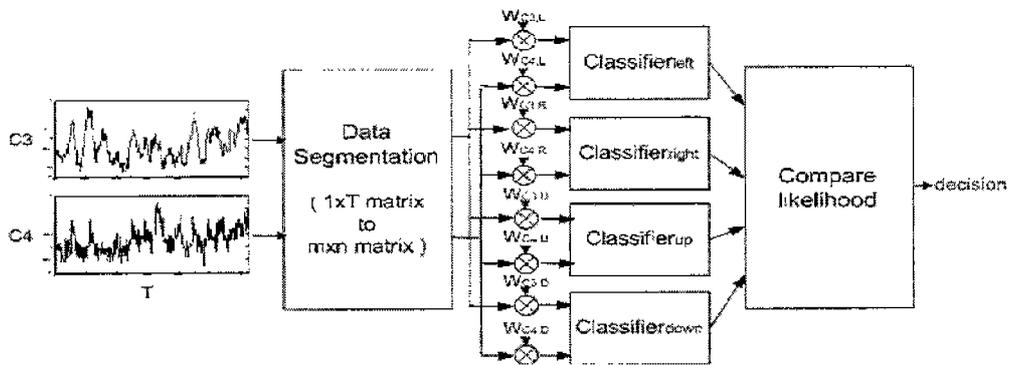


그림 3-3-16 시스템 구조

나) 독립성분분석+ 편향된 주성분분석(OPCA) 특징을 사용한 경우

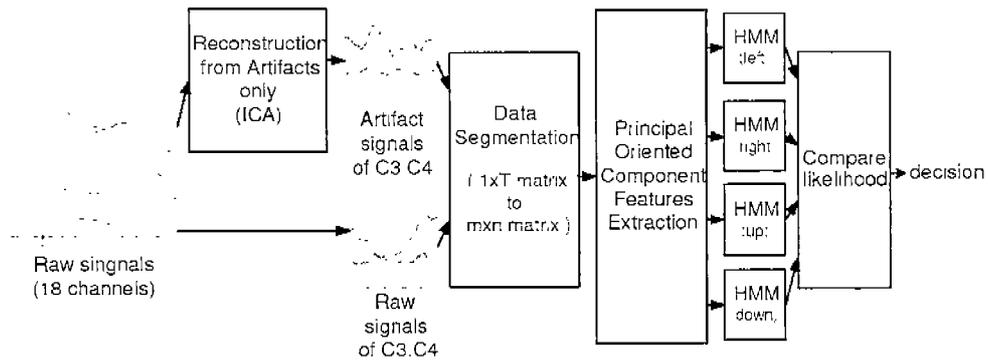


그림 3-3-17 시스템 구조

(1) 특징 추출 : 독립성분분석+편향된 주성분분석(OPCA)

눈의 움직임(안구 움직임/눈의 깜박임)으로 인한 잡음 신호와 근육 움직임에 의한 잡음 신호가 뇌파 분류를 어렵게 만드는 대표적인 잡음 신호이다. 이러한 잡음 신호를 줄이기 위해 일반적으로 뇌파 측정 단계에서 피험자에게 눈의 움직임과 신체의 움직임을 최소화하도록 당부를 한다. 하지만 피험자가 움직임을 자제하려는 데에 신경을 쓰다보면 분류를 위한 집중력은 떨어지는 단점이 있다. 그래서 대부분의 경우에는 뇌파 측정 시에 움직임을 자제하도록 어느 정도만 당부를 하여 뇌파를 녹음한 다음에 잡음 신호가 들어간 구간은 삭제하는 방법을 사용한다. 이러한 작업을 하기 위해서 뇌파 녹음 시에 눈 움직임 신호도(EOG) 같이 측정을 한다. 이러한 방법을 사용할 때의 가장 큰 문제점은 유용할지도 모르는 데이터를 많이 삭제해야 해서 사용가능한 데이터 수가 많이 줄어든다는 점이다. 특히 장애인의 경우에는 집중력도 약한 경우가 많고 신체에 경련이 일어나는 경우도 있다. 그래서 잡음 신호가 들어간 경우에도 우리가 원하는 정보를 얻어낼 수 있는 잡음에 강인한 특징을 추출하는 것이 중요하다. 우리는 이러한 시스템을 만들기 위해서 독립성분분석(ICA)과 OPCA를 사용하였다.

(2) 독립성분분석을 이용한 잡음 신호 추출

본 연구에서는 녹음한 뇌파 데이터에서 잡음 신호를 추출해 내기 위해서 독립성분분석 방법을 사용하였다. 뇌파 데이터에 독립성분분석 방법을 사용하는 것은 다음의 두 가지 면에서 타당성이 있다 :

- 뇌파 데이터는 여러 개의 센서로 측정이 되었고, 측정된 뇌파는 독립된 성분들의 선형 합이라고 볼 수 있다.
- 뇌 피질에서 발생한 전류흐름의 공간적 전이에는 시간 지연이 없다.

녹음한 뇌파 데이터를 $X = [x_1, \dots, x_N]$ 라고 표시하면 독립성분분석은 $Y = BX$ 의 선형 변환 행렬 B 를 구해낸다. B 의 열벡터는 통계학적으로 독립적인 성분들이다. y_t

의 성분 몇 개는 잡음 신호에 대응된다. 그래서 이 잡음 성분들을 0값으로 치환하면 역행렬 B^{-1} 과 곱해서 잡음신호가 없는 뇌파 데이터를 얻어낼 수 있다.

본 연구에서는 반대로 y_i 에서 잡음 성분이 아닌 성분들을 0값으로 치환한 Y 를 만든 후 역행렬 B^{-1} 을 곱해서 잡음 성분만을 가진 뇌파 데이터 $V=B^{-1}Y$ 를 계산했다. 독립성분 중에서 잡음 성분을 자동으로 찾아내기 위해서 우리는 눈 움직임 신호(EOG)를 사용하였다. 표준화된 눈 움직임 신호와 독립성분간의 차이를 이용해서 눈 움직임 성분을 결정한다. 그리고 근육 움직임 신호는 분산이 크다는 점을 이용해서 찾아내었다. 독립 성분들의 분산을 구한다음 가장 큰 분산을 가지는 독립 성분 중에서 분산의 크기가 일정치 이상인 독립성분을 근육 움직임 신호(EMG)로 결정하였다. 이 방법으로 독립성분분석을 이용하여 잡음 신호만을 가지고 있는 뇌파 데이터를 생성해냈다.

(3) Principal Oriented Component Features

우리는 C3, C4 채널에 대한 데이터 행렬 X 와 잡음 행렬 V 의 행을 이용해서 계산을 할 것이다. 각 행은 시계열 데이터인데 윈도우를 이용해서 K 개의 오버랩(overlapping) 블록으로 나누어서 $M \times K$ 데이터 행렬을 만들었다. 이 때 M 은 윈도우 하나(블록 하나)에 포함되는 값들의 개수를 나타낸다. 각 채널과 데이터 행렬에 대해서 데이터 분할을 하고나면 $X_{raw}^{C_i} \in \mathbb{R}^{M \times K}$, $X_{noise}^{C_i} \in \mathbb{R}^{M \times K}$, $X_{raw}^{C_i} \in \mathbb{R}^{M \times K}$ 그리고 $X_{noise}^{C_i} \in \mathbb{R}^{M \times K}$ 가 만들어진다. 이 분할된 데이터 행렬을 OPCA에 사용하기 위해서는 두 개의 상관행렬, $R_{raw} = X_{raw} X_{raw}^T$ 과 $R_{noise} = X_{noise} X_{noise}^T$,의 일반화된 고유치 문제 $R_{raw} W = R_{noise} \Lambda W$

를 풀면 된다. W 의 행 벡터는 principal oriented component direction에 해당된다. 그래서 우리는 $W_{C_i,L}$, $W_{C_i,R}$, $W_{C_i,U}$, $W_{C_i,D}$, $i = 3, 4$ 를 계산했다.

(4) HMM에 의한 분류

분류하는 부분은 앞 절의 HMM 시스템과 완전히 동일하다. Principal oriented component features는 C3, C4 채널의 데이터를 연결한 형태로 만들었다. 4개의 continuous HMMs를 training해서 $HMM_L, HMM_R, HMM_U, HMM_D$ 를 만들었다.

다. 실험 결과

실험은 뇌파 측정 장비에 따라서 독립적인 시스템을 구축하여 실행하였다. ActiveTwo 시스템에서는 이대 목동 병원에서 구축한 뇌파 DB를 가지고 수행하였고 LAXTHA 시스템에서는 animation, axis, ball, wall 자극에 대한 서울대 병원의 뇌파 DB를 가지고 오프라인 테스트를 실시하였으며 이 결과에 대해 사용된 feature를 선정하여 온라인 테스트 때 사용하였다. ActiveTwo 시스템에서 수행한 실험 결과는 아래와 같다.

1) 주성분 특징에서 상위 주성분 몇 개를 제거한 경우

움직임 상상과 관련 있는 운동신경 피질 부분인 C3, C4 채널만을 사용하였다. 그리고 다룰 데이터는 전처리가 끝난 후의 의미 있는 정보만 담긴 데이터인 상상 구간의 데이터이다. 실험 결과는 training data와 test data의 비율을 각각 4:1로 하는 5-cross validation을 10번 반복하여 얻었다. HMM의 state 개수는 15 개로 하였다. 성능 평가에 사용한 데이터는 눈 깜박임 신호가 가장 적었던 YSH의 데이터를 이용하였고, PCA-HMM 구조에서 모든 주성분을 사용했을 때와 몇 개의 상위 주성분을 삭제했을 때의 성능을 비교하였다. 표 3-3-2과 표 3-3-3에서 알 수 있듯이 모든 주성분을 사용했을 때 보다 상위 주성분 제거 기법을 사용했을 때에 성능이 더욱 향상된다. 그리고 상위 주성분을 제거할 때에는 적당한 수의 상위 주성분을 제거하는 것이 중요하다는 것도 알 수 있다. 본 실험에서는 3 개의 주성분을 제거 했을 때 가장 좋은 성능을 보였다. 이 기법을 사용하면 눈 깜박임 신호라든지 근육 움직임 신호가 상위 주성분에 해당하게 되는데 이러한 주성분을 제거함으로써 뇌파 분류에 방해가 되는 신호를 없앨 수 있다. 그래서 성능이 많이 향상되는 것임을 알 수 있다. 표 3-3-2는 자극별 성능을 알 수 있는데 eeg와 mouse가 가장 좋은 성능을 보이고 있

다. Eeg가 좌, 우, 이렇게 두 가지로만 분류한다는 것을 감안하면 상, 하, 좌, 우 네 가지로 분류하는 나머지 자극 중에서는 mouse가 가장 좋은 성능을 이끌어낼 수 있는 자극임을 확인할 수 있다. 그리고 표 3-3-3은 상상하는 방법에 따른 성능 차이를 보여주고 있다. 손만을 사용하여 움직이는 상상을 하는 것 보다는 손의 움직임과 지시 언어를 동시에 사용했을 때 더 좋은 성능을 얻을 수 있었다. 이것은 뇌의 더 많은 부분을 사용하는데다가 그 만큼 더 집중하게 되기 때문에 뇌파에 분류관한 더욱 많은 정보를 포함하기 때문으로 분석된다.

표 3-3-2 자극 종류별/삭제한 주성분 개수별 성능

classification result (test/whole data) [%]	0 PCs	1 PCs	2 PCs	3 PCs	4 PCs
stick	91.7/94.5	83.5/97.2	98.3/99.2	98.3/99.3	98.3/99.3
alphabet	82.5/89.8	85.8/93.3	78.3/91.2	79.2/90.5	81.7/90.8
rope	88.3/91.7	87.5/96.5	88.2/92.5	94.2/97.3	88.3/98.7
wall	90/99	95.8/98.7	94.2/98.3	96.7/98.3	95.8/98.2
button	92.5/98.8	95/99	97.5/99	91.3/98.5	90/98
puzzle	89.6/90	90.4/96.3	93.3/97.7	93.3/98.5	90.4/96.7
egg	100/100	100/100	100/100	100/100	100/100
mouse	95/99.7	99.2/100	100/100	100/99.8	100/99.8
total mean	91.2/95.4	92.0/97.6	93.7/97.2	94.1/97.8	93.1/97.7

표 3-3-3 상상 방법별/삭제한 주성분 개수별 성능

classification result (test/whole data) [%]	0 PCs	1 PCs	2 PCs	3 PCs	4 PCs
Dominant Hand	85.9/95.6	91.8/96.7	92.4/97.5	90.6/97.4	92.5/97.4
Both Hands	89.3/91.3	86.8/96.4	89.8/94.3	97.6/96.2	90.4/96
Both Hands & Language	97.9/99.6	98.3/99.9	99.3/100	100/100	96.2/99.9

2) 독립성분분석+편향된 주성분분석(OPCA) 특징을 사용한 경우

사용한 데이터는 위와 같은 데이터를 사용하였다. 실험 결과도 위와 마찬가지로 training data와 test data의 비율을 각각 4:1로 하는 5-cross validation을 10번 반복하여 얻었다. 잡음 신호에 강한가를 알아보기 위해 잡음 신호가 가장 많은 CMS의 데이터로 실험을 하였다. 그리고 AAR feature, Hjorth parameters 그리고 특징을 추출하지 않은 원래 뇌파 데이터보다 훨씬 높은 성능을 보였던 PCA-HMM을 이용한 시스템과 성능을 비교하였다. 표 3-3-4와 표 3-3-5는 실험 결과를 간단히 보여주고 있다.

표 3-3-4 PCA와 ICA+OPCA의 비교

(data sets: S (stick); A(alphabet); R(rope); W(wall); E(egg); B(button); P(puzzle); M(mouse). The percent correct classification is computed by averaging 3 sessions: dominant hand(DH); both hands(BH); both hands with language(BHL).)

Method	Types of visual stimuli			
	S	A	R	W
ICA + OPCA	95.83	92.75	90.67	94.75
PCA	79.67	85.17	88.50	76.75
Method	E	B	P	M
ICA + OPCA	99.26	99.17	89.19	91.75
PCA	98.37	82.25	80.37	79.92

표 3-3-5 분류 성능의 비교

(The percent correct classification is averaged over 8 different visual stimuli.)

Method	DH	BH	BHL	Average
ICA+OPCA	92.53	95.00	94.98	94.17
PCA	79.35	84.89	87.39	83.87

그리고 그림 3-3-18과 그림 3-3-19는 시스템의 성능과 주성분분석 기반의 시스템과의 성능을 rectangular box plot으로 나타내었다. Box plot은 낮은 쿼터, 미디안, 상위 쿼터를 사각형 상자와 선으로 나타낸다. 십자 표시는 특이한 값(outlier)을

의미하고, 사각형 상자 위, 아래의 가로 선은 특이한 값을 제외한 데이터의 최소값과 최대값을 나타낸다. 그림에서 알 수 있듯이 제안한 시스템이 95%의 성능을 보여주고 있고 주성분 분석 기반의 방법은 84%의 성능을 나타내고 있다.

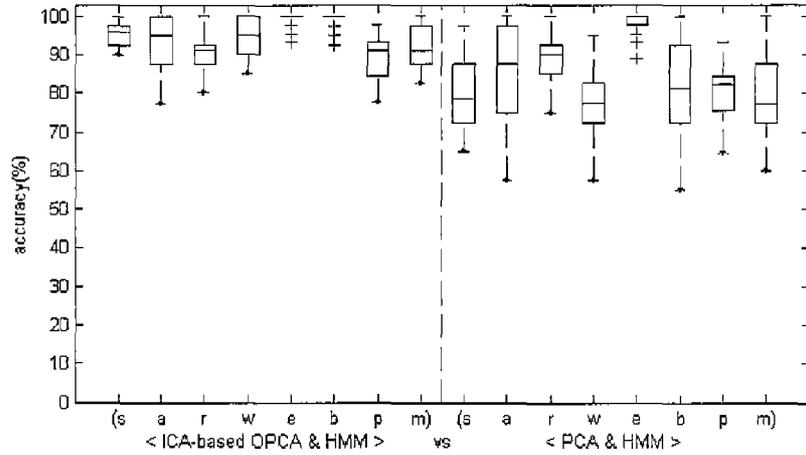


그림 3-3-18 8개의 다른 데이터 집합에 대한 PCA와 제안 방법의 분류성능 비교 (8 different data sets: S(stick); A(alphabet); R(rope); W(wall); E(egg); B(button); P(puzzle); M(mouse). A set of data for each stimulus contains three sessions (DH, BH, BHL).)

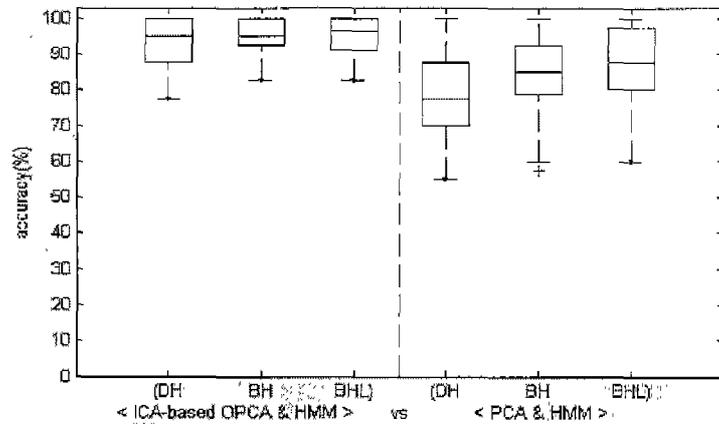


그림 3-3-19 PCA와 제안 방법의 분류성능(Classification performance of the proposed method (left-half) and of the PCA-based method (right-half) for each session. A set of data for each session contains 8 stimuli.)

3) 온라인 실험 결과

전체적으로 결과가 랜덤하게 선택한 경우와 동일하게 나와 수치적인 분류결과는 실지 않겠다. 다만 같은 세션의 데이터로 training하고 test할 경우에는 상,하,좌,우의 4 클래스에 대해서는 구분하기 어려웠지만 상,하와 좌,우, 2 클래스로의 분류는 70% 정도 했다. 그러나 다른 세션의 데이터로 training하고 test할 경우에는 이마저 좋지 않은 성능을 보였다.

가) 주성분 특징에서 상위 주성분 몇 개를 제거한 경우

그림 3-3-20은 뇌파의 주성분을 plot한 것이다. 처음 두 개의 컴포넌트의 경우 데이터의 DC 성분이 변화하는 성분과 머리의 움직임으로 인해 데이터 전체가 움직이는 성분을 추출한 것으로, 이를 제거한 후 주성분 특징을 추출하였다.

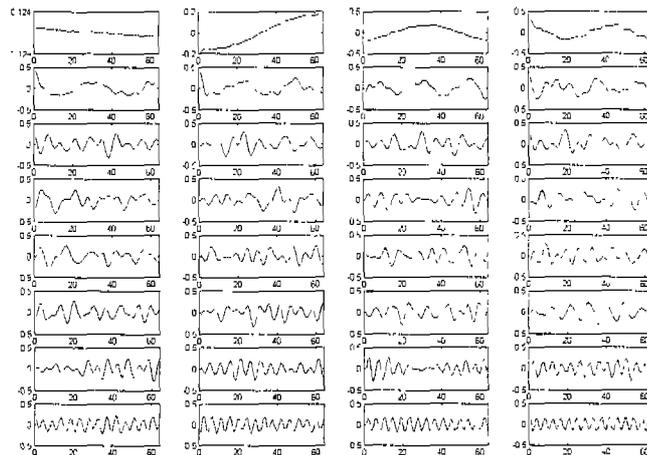


그림 3-3-20 뇌파의 주성분

나) 독립성분분석 + 편향된 주성분 분석

이 알고리즘에서 가장 중요한 부분은 독립성분분석을 통해 artifact 성분을 찾아내는 것이다. 그림 3-3-21은 raw data를 plot한 것이다. Fp1와 Fp2에 해당되는 1번째와 30번째 data를 살펴보면 눈 깜박임이 있었음을 알 수 있다. 이를 이용하여 독립

성분을 추출한 후(그림 3-3-22) artifact 성분을 찾아낸 그림을 보면(그림 3-3-23) artifact 성분이 제대로 추출되지 않음을 알 수 있다. 이를 이용하여 raw data에서 artifact를 제거해도 artifact가 그대로 남아있음을 알 수 있다(그림 3-3-24).

이와 같이 전년도 데이터의 경우에는 EOG 성분을 따로 측정하여 해당 성분을 artifact로 잘 추출한 반면 올해에는 따로 측정하지 않아 뇌파 전체 신호에 가장 큰 영향을 미치는 잡음인 EOG 성분을 잘 제거하지 못하는 것으로 보인다.

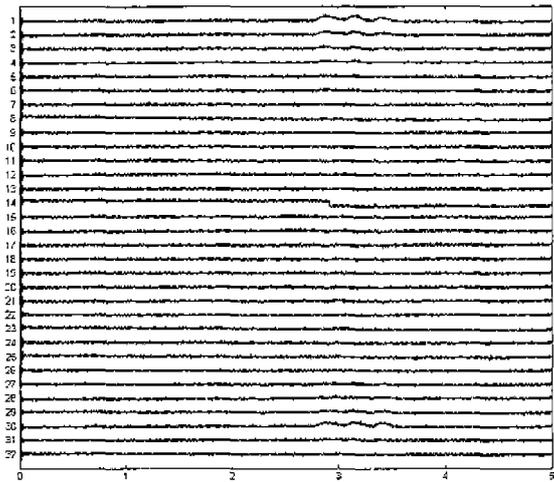


그림 3-3-21 Raw Data

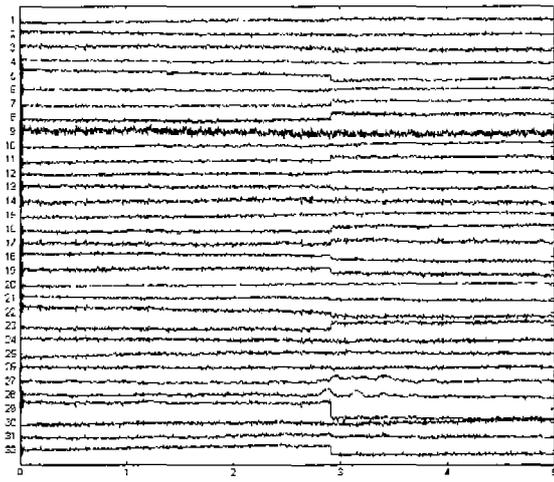


그림 3-3-22 Independent Components

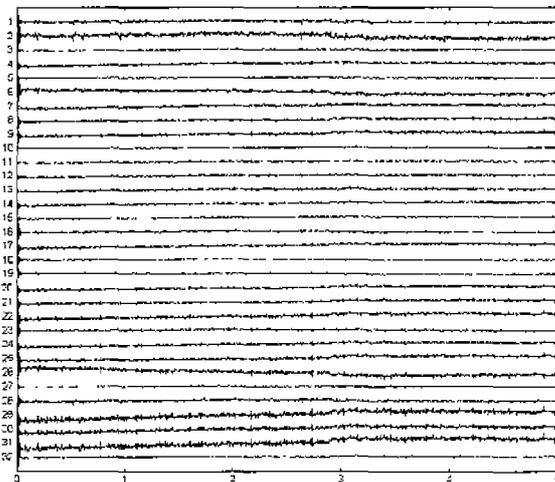


그림 3-3-23 artifact data

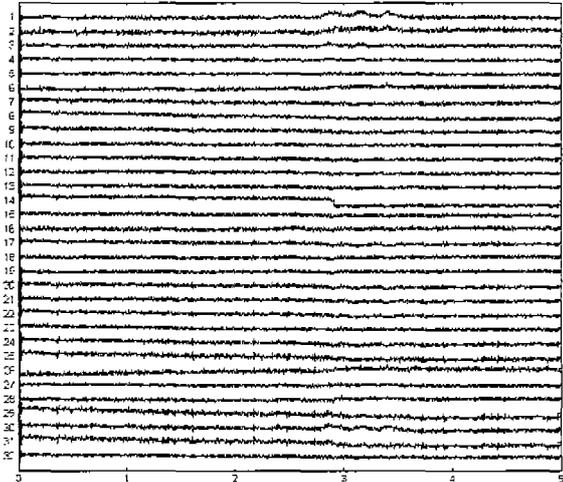


그림 3-3-24 EOG와 EMG 성분을 제거한 후의 데이터

4) 실험결과 정리

뇌파를 기반으로 하는 뇌와 컴퓨터 간의 인터페이스 시스템은 그 필요성이 이제 막 대두되기 시작하면서 세계적으로 활발하게 연구가 진행 중이다. 따라서 같은 시계열 데이터인 음성이나 통신 신호에 대해서는 데이터에 적합한 방법들이 상당히 많이 알려져 있는 반면 뇌파에 관해서는 그렇지 못하다. 특히 눈 깜박임이나 몸의 움직임 등으로 인한 잡음이 포함되어 있는 뇌파 알고리즘은 거의 전무한 상태이다. 그러나 우리가 휴식 중 눈 깜박임의 회수가 1분당 20.52회라는 것을 생각해 보면 이러한 잡음이 없는 데이터를 측정하는 것이 얼마나 어려운 일인지 추측할 수 있을 것이다. 이러한 사실을 바탕으로 본 과제에서는 두 가지 방향으로 연구를 진행 중에 있다. 첫째는 기존의 주방법인 잡음이 포함되어 있는 데이터를 제외하여 실험을 하는 방법이다. 이를 위하여 뇌파 측정 패러다임 구성하는데 있어 피험자의 피로감을 최소화하고 실험에 집중할 수 있도록 최대한 간단하고 짧게 여러 번 반복하는 방법을 택하였다. 뇌파 분석 알고리즘의 경우에는 현재 웨이블릿 변환(wavelet transformation)과 커널 주성분 분석(kernel PCA), 기존의 알려진 특징 추출 방법의 결합 등을 이용한 특징 추출 방법을 연구 중에 있으나 아직까지는 더 나은 결과를 보이지 않아 본 보고서에는 그 내용을 포함시키지 않았다. 두 번째는 잡음이 포함되어 있는 데이터를 제외하지 않고 잡음을 추출하고 최소화하는 실험 방법이다. 뇌파 분석 알고리즘에 있어서는 주성분 분석에 의해 얻은 주성분 중 상위 컴포넌트를 제거하여 특징을 추출하는 방법과 독립성분분석을 통해 잡음 성분을 추출해낸 후 편향된 주성분 분석을 이용하여 특징을 추출하는 방법을 제시하였다. 전자의 경우 이미 영상처리나 신호처리 분야에서 잡음을 제거하는데 효과적인 방법이 증명된 방법으로 뇌파에 역시 적용될 수 있음을 확인할 수 있었다. 후자의 경우에는 본 과제에서 제시한 방법으로 기존의 알고리즘들을 적절히 결합함으로써 상당히 좋은 결과를 보였고 흥미로운 결과라는 평가를 받았다. 이를 바탕으로 뇌파 측정 장비를 이용하여 온라인 뇌파 패턴 분석을 적용하여 보았으나 결과가 그리 좋지 않았다. 뇌파는 미세한 신호이기 때문에 두피에 전극을 잘 고정하여야 좋은

신호를 얻을 수 있다. 그러나 전극과 두피를 연결하는 전도체 역할을 하는 젤을 사용하는 어려움과, 그로 인해 데이터에 50 Hz 부근의 많은 noise가 포함되기도 했다. 두 번째 원인으로서는 피험자를 실험에 집중하도록 유도하는 데 어려움이 있기 때문인 것으로 보인다. 실험 도중 눈동자의 움직임이 발생하여 상상이 아닌 원인으로 패턴을 분류할 가능성이 있기는 하지만 실험에 익숙하지 않은 피험자를 실험에 적극 참여하도록 유도하는 역할을 할 수 있다. 세 번째 원인으로서는 EOG channel 측정을 고려해야 한다. EOG channel의 경우 뇌파에 가장 큰 영향을 끼치는 눈 깜박임이나 눈동자의 움직임 등을 포함한 신호이다. 네 번째, 알고리즘 상에 문제가 있는 가능성도 배제할 수 없다. 이는 현재 계속 연구 중이다. 뇌파로 네 가지 클래스를 분류하는 예는 오른손, 왼손, 혀 움직이는 것 상상하기와 수리계산, 혹은 움직임, 멈춤, 수리계산, 도형 상상 등이 있었으나 4방향으로의 분류에 대한 연구는 미비한 실정이다. 이를 위하여 앞으로 우선은 조이스틱과 같은 방향제어 장치를 이용하여 피험자를 훈련시킨 후 실험을 하는 방법 등 뇌파 측정 방법에 있어서 다양한 실험을 해볼 것이며, 알고리즘에 있어서도 현재의 알고리즘의 문제점을 찾아내고 이를 개선해나갈 것이다.

LAXTHA 시스템에서의 실험은 각 자극에 대한 뇌파의 측정과 이에 대한 특징 추출, 패턴 분류로 이루어진다. 뇌파의 측정은 1, 2차에 걸쳐 서울대 병원으로부터 뇌파 DB를 구축하였고 뇌파의 레코딩은 피험자 10명을 대상으로 각 자극의 session 당 1회씩을 수행하였다. 각 자극의 session은 baseline을 기준으로 하여 상하좌우, 멈춤의 각 이벤트가 고르게 배정되어 20회 이상의 trial로 이루어지게 구성하였다. 획득된 뇌파 DB는 특징 추출을 위한 모듈에서 사용되며 특징 추출 알고리즘은 Band Power, Asymmetric Ratio, Wavelet을 사용하였다. 실험 방법으로는 각 알고리즘 별로 뇌파 DB에서 4개에서 6개의 채널(Fp1, Fp2, C3, C4, F7, F8)을 선택하여 사용하였다. 특징 추출 알고리즘은 혼합하여 사용하였으며 EEG 데이터의 시간대별로 나누어서 학습하기도 하였으며 동시에 각 알고리즘 별로 파라미터 값들을 적절히 변동시키며 실험하였다. 실험 결과로는 오프라인 테스트로

각 특징 추출 알고리즘을 적용하고 HMM으로 패턴을 분류하였지만 인식률에 있어서는 만족할 만한 결과를 얻지 못하였다. 원인으로서는 10명의 피험자들의 뇌파에서 특징적인 정보를 얻기가 어려웠고 피험자 개인에 대한 특성을 파악하기가 난해한 점, 특징 추출 알고리즘의 보완의 필요성에 기인한다고 보고 있다. 이렇게 하여 실험한 결과를 가지고 자극안과 특징 추출 알고리즘을 선정하여 이를 온라인 테스트에 적용하여 실시간 온라인 테스트를 한 결과 EEG 신호의 상황에 의존적인 특성상, 일반적인 통계 값으로 결과를 내기 어렵지만 가장 좋은 결과로 좌, 우 2방향에 대해 70% 정도의 방향인식을 확인 할 수 있었다. 본 실험에서 또한 어려운 점은 피험자의 상태에 따라 실험 결과가 영향을 크게 받는다는 것이다. 그러므로 개인별 뇌파 특성을 잘 추출하는 알고리즘의 개발 또한 무결성을 갖는 뇌파 DB의 획득과 함께 중요한 연구 주제라 할 수 있겠다.

여백

제4장 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 기술설계 및 개발결과

여백

제 4 장 치매 치료/예방기반 VR Therapy 기술설계 및 개발결과

제 1 절 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 기술의 개요

Hoffman[3-2-1] 등에 의해 수행된 알츠하이머병 환자에게 3주간 증재적인 컴퓨터 인지기능 훈련을 시킨 결과 병의 중등도와 관계없이 프로그램 수행능력이 호진되었다는 결과를 기반으로 우리는 치매치료에 대한 가능성에 CAU (Clark Atlanta Univ.)에서 수행되었던 VRT에 관한 인상적인 결과들을 접목시킨다면 보다 향상된 평가방법과 치료효과를 얻는 것이 기대할 수 있다고 판단하였다. 이에 수행된 여러 VRT 실험에서 사용된 치료모델을 분석하여보고, 이 결과를 토대로 치매 정도평가 및 치료에 유효한 독자적인 모델을 구성하여 보았다. 그리고 기존의 VR기술들을 이용하여 이 치료 모델을 구현하였다.

치료모델은 주의력, 행동계획, 협응동작, 공간 지각력, 언어 기억력, 청각 및 시각 학습능력, 일반 상식, 시간 지남력, 판단력 등을 훈련하는 내용을 기반으로 하는 치료 시나리오로 구성된다. 본 연구에서는 주로 주의력과 기억력 강화에 중점을 두어 시나리오를 작성하였다.

주의력은 자극을 통한 정보를 제일 처음 받아들이는데 작용하는 기능으로서 주의력이 떨어지면 그 다음 진행되는 여러 단계의 정보처리가 이루어지지 않는다. 주의력의 저하는 노인과 치매환자, 특히 초기 알츠하이머병 환자에서 인지기능이 저하되는 주요 요인의 하나로 생각되고 있다. Foster 등은 치매환자들에게 청각자극을 통한 주의력 증진이 중기 및 장기 회상력을 향상시켰다고 하는 등 주의 기능은 자극의 효과를 높이기 위한 기본 기능이라고 볼 수 있다[3-2-2].

기억력은 치매환자에서 거의 공통적으로 저하되어 있는 특징을 보이며 치매 진단 이전 상태에서 기억력의 저하는 향후 치매가 될 수 있는 징후로도 볼 수 있다. 기억력을 훈련하여 그 효과가 나타난다면 주증상이 기억 감퇴인 초기 치매환자들에게는 큰 의미가 있다고 볼 수 있을 것이다. 시나리오의 수행은 시작 시점에서 내레이션으로 설명한 것을 스스로 따르는 것이 원칙이며 이것을 주어진 시간 안에 바르게 수행

하지 못하면 시각 및 청각적인 단서를 단계적으로 제공하는 방법에 따라 진행하도록 구성되어 있다. 시나리오 내에 각 상황에 따라 주어지는 단서들은 다르며 이들은 반복수행에 따른 훈련효과를 위해 랜덤하게 발생되게 된다. 단계별로 사용자에게 요구하는 테스트의 수는 사용자의 수행도에 따라 달라진다. 시나리오는 각 과제를 순서적으로 수행함으로써 마치게 되는데 훈련과 동시에 평가도 가능하도록 각 과제당 수행시간의 측정, 반응시간의 측정, 시각적 및 청각적 단서의 사용 횟수와 실수의 횟수 등이 자동 저장되도록 하였다.

개발된 시스템은 진단적 측면과 치료적 측면의 기능을 가지게 되며 이를 기존에 의료계에서 사용하던 전통적 방법과 비교하자면 그림 4-1-1과 같다. 치료적 측면은 지속적인 진단을 수행하여 사용자로 하여금 각 치매 인자의 향상을 가져오도록 하는 것이다.

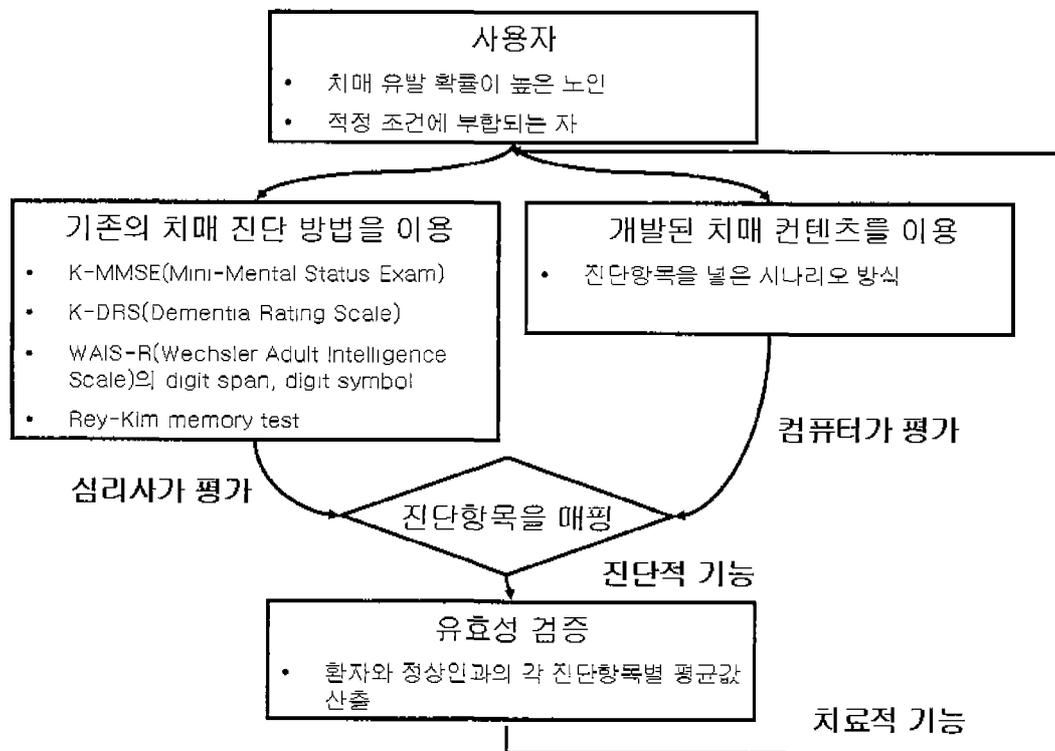


그림 4-1-1 기존 방법과의 차별성

제 2 절 치매 치료/예방 기반 VR Therapy 시스템 설계 구현

1. 치매 치료/예방 콘텐츠

치매 치료/예방 콘텐츠의 구현은 다음과 같은 과정으로 진행되었다.

가. 치매 치료/예방 시나리오에 들어있는 치료 이벤트들을 분석 및 검토

나. 치료 이벤트 구현에 필요한 멀티미디어 자료들의 리스트를 작성

다. 치료 이벤트들에 대한 실행 스크립트 제작

라. 멀티미디어 자료 제작

마. 콘텐츠 진행엔진 제작

바. 콘텐츠 데이터 제작

사. 콘텐츠 진행엔진 테스트

* 앞으로 설명될 각 과정은 대표적인 치료 시나리오인 ‘바다’의 제작 결과를 중심으로 예로 들어 설명을 진행한다.

가. 치매 치료/예방 시나리오에 들어있는 치료 이벤트들을 분석 및 검토

치매 치료/예방 시나리오는 각각 다양한 치료효과를 목표로 하는 다양한 치료이벤트들로 구성되어 있다. 그런데 이러한 치료 이벤트들은 의사나 전문 제작자에 의해서 기술되었기 때문에 일반적으로 구현가능성을 고려하지 않고 제작된다. 따라서, 이 과정을 통해 시나리오가 들어있는 치료이벤트들의 구현가능성을 분석하여 본다. 만일 구현이 힘든 치료이벤트들이 보고된다면 구현이 가능한 형태로 치료 이벤트를 수정하거나 아예 삭제한다.

나. 치료 이벤트 구현에 필요한 멀티미디어 자료들의 리스트를 작성

과정 가에서 구현 검증이 끝난 치료 이벤트들을 대상으로 구현에 필요한 멀티미디어 자료들에 대한 리스트를 작성한다. 이 리스트에는 다음과 같은 자료들이 포함된다.

- 1) 오브젝트 자료
- 2) 맵 자료
- 3) 음 자료

1) 오브젝트 재료

치료 이벤트에서 보이는 다양한 물체들은 3D Polygon Model로 표현이 되어져야 한다. 그런데 콘텐츠에서 필요에 의해 건물 오브젝트, 소품 오브젝트, 인물 오브젝트, 동물 오브젝트로 나누어 데이터들을 관리하였다.

가) 건물 오브젝트

건물 오브젝트는 이벤트들이 발생하는 배경에 보이는 다양한 건물들을 포함한다. 마을에서 보이는 건물들의 리스트는 다음과 같다.

- 빵집(+실내), 서점(+실내), 철물점(+실내), 옷집(+실내), 주택(+실내), 주택, 상점

각 건물들은 외관만을 갖는 것과 실내를 같이 포함하는 것, 두 가지로 구별된다. 리스트에 보이듯이 주요활동공간인 상점 4곳과 주택 한곳은 실내를 포함하는 건물로, 그리고 나머지 주택과 상점들은 외관만을 갖는 것으로 분류되었다.

나) 소품 오브젝트

소품 오브젝트는 이벤트들이 발생하는 배경에 보이는 움직임이 없거나 일정한 물체들을 모두 포함한다. 소품적인 효과를 갖는 빌보드도 여기에 포함된다. 마을에서 보이는 소품들의 리스트는 다음과 같다.

- 가로등, 가방, 건널목, 파자, 그네, 나무, 눈뭉치, 눈사람, 드라이버, 망치, 목도리, 못, 벤치, 빵, 스페너, 식탁, 식탁의자, 신호등, 싱크대, 아이스크림, 열쇠, 옷, 옷걸이, 우산, 우유, 자동차, 잡지책, 장갑, 책, 치약, 칫솔통, 케이크, 펜스

다) 인물 오브젝트

인물 오브젝트는 이벤트들에서 보이는 NPC들이 모두 포함한다. 마을에서 보이는 인물들의 리스트는 다음과 같다.

- 빵집 종업원, 서점 종업원, 옷집 종업원, 철물점 종업원, 아이, 할머니, 할아버

지, 행인

인물 오브젝트와 동물 오브젝트는 모두 앞서 나온 건물 오브젝트 및 소품오브젝트와 차별된 특징을 갖는다. 즉, 앞의 두 오브젝트는 단순히 외관을 표현하는 3D Polygon Model만을 갖지만 인물과 동물 오브젝트는 스켈리톤 정보와 이 스켈리톤을 이용하는 동작 정보를 포함한다. 더불어 아이와 같은 특정 인물 오브젝트는 다양한 외관의 형태를 요구하기도 한다. 동작 정보를 포함한 인물 오브젝트의 리스트는 다음과 같다.

- 빵집 종업원, 서점 종업원, 옷집 종업원, 철물점 종업원(걷기, 대기)
- 아이_완전, 아이_맨발, 아이_맨손, 아이_맨발, 아이_반바지, 아이_반팔(눈사람 만들기, 떨기, 물건받기, 손 내밀기, 손볼고 눈사람 만들기, 손 볼기, 좋아함)
- 아이일반(눈사람 만들기, 떨기, 물건받기, 손 내밀기, 손볼고 눈사람 만들기, 손 볼기, 좋아함)
- 할머니, 할아버지(걷기, 넘어지기, 물건집기)
- 행인(걷기, 대기, 뛰기)

라) 동물 오브젝트

동물 오브젝트는 이벤트들에서 보이는 동물들이 모두 포함한다. 바다와 숲속 시나리오에서 보이는 동물들의 리스트는 다음과 같다.

- 강아지, 다람쥐, 토끼(두리번거리기, 뛰기)
- 날치, 돌고래, 상어(점프, 헤엄)

2) 맵 재료

과정 가를 통해 분석된 결과를 참조하여 맵을 결정한다. 치매 치료/예방 콘텐츠를 위한 맵은 설계 과정에 있어 세 개 시나리오 '바다', '마을', '숲속'의 모든 내용들이 포함될 수 있도록 고려되었다. 그 결과 각 시나리오에서 보이는 마을, 숲속, 해변, 섬들을 모두 포함하는 형태가 도출되었고 다음은 거기에 대한 스케치이다.

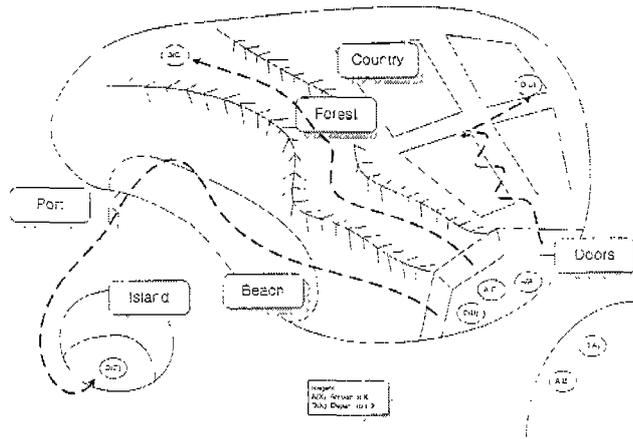


그림 4-2-1 맵 스케치 (1)

마을은 눈이 쌓인 겨울 분위기인데 해변은 열대 분위기로 되어 기후설정이 맞지 않는 점이 우려되었는데 마을을 고산지대에 위치시켜서 이 문제를 해결하였다. 그림 4-2-1의 스케치에서 이러한 기후 문제 등을 고려하여 수정하여 다음과 같은 최종 맵으로 결정하였다.

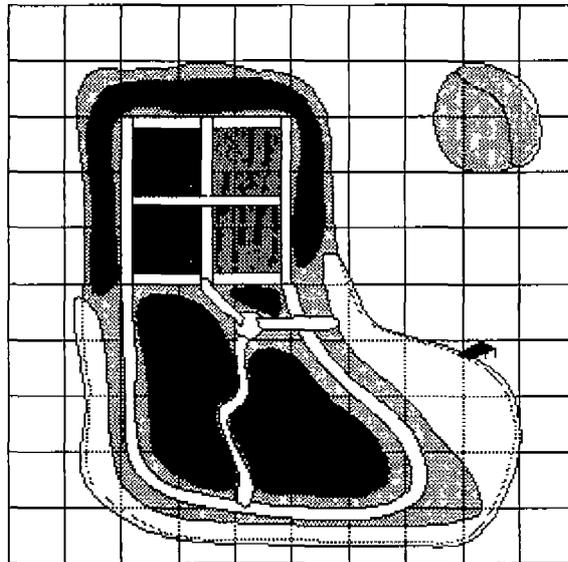


그림 4-2-2 맵 스케치 (2)

3) 음향 재료

음향 재료는 대사, 음향으로 나누어지며 치료 시나리오에서 보이는 각 인물들과 나레이터가 말하는 대사와 음향 효과 등의 정보들을 포함한다.

다. 치료 이벤트들에 대한 실행 스크립트 제작

과정 가를 통해 결정된 치료 이벤트의 구현은 실행 스크립트로 작성되었으며 이벤트의 특성에 따라 트리거, 루프 이벤트로 나누어진다.

1) 트리거 이벤트

특정 조건이 만족되었을 수행되는 이벤트들을 포함한다. 트리거를 위한 조건문과 이벤트 수행문을 쌍으로 하는 스크립트로 구성된다. 마을에서 아이에게 다가가면 발생하는 이벤트가 대표적이다.

조건: 아이를 중심으로 반경 X안으로 접근

수행:

대사_나레이터("어린이가 추워하고 있네요.WnWn어떻게 도와줄까요?WnWn어디로 가서 무엇을 사주어야죠?WnWn돈은 제가대신 내드릴 테니 염려 말고 구입하세요")

대사_나레이터("아이에게 필요한 물건을 주세요")

IF 아이가 필요한 물건이 인벤토리 안에 있을 경우,

대사_나레이터("고맙습니다")

ELSE IF 아이가 필요하지 않는 물건이 인벤토리 안에 있을 경우,

대사_나레이터("저는 이것이 필요 없어요")

대사_나레이터("저는 X가 시려요")

ENDIF

2) 루프 이벤트

사용자의 행동과 관계없이 지속적으로 발생하는 이벤트로서, 마을에서 보이는 신

호등체계가 대표적이다. 신호등체계는 빨간 등과 녹색등을 번갈아 가며 바꿔주며 횡단보도 신호등이 빨간 등일 때는 인물 캐릭터들이 횡단보도를 건너지 못하도록 제어하며, 녹색등일 때 자동차들이 횡단보도를 지나치지 못하도록 제어한다.

라. 멀티미디어 자료 제작

과정 나에서 작성된 리스트에 따라 각 멀티미디어 자료들을 제작한다. 멀티미디어 자료들은 용역을 통해 제작되었다. 오브젝트 데이터들에서 3D Polygon Model들은 모두 3DS MAX를 사용하여 제작되었다. 그리고, 스킨이 필요한 인물과 동물 오브젝트들은 CharacterStudio의 Bipad를 이용하여 동작이 가능하게끔 제작되었으며 셀 크기는 10X10, 셀 하나당 32 그리드, 그리드 하나당 200 pixel이다. 음성 데이터는 일반 Wave 포맷으로 녹음하였다.

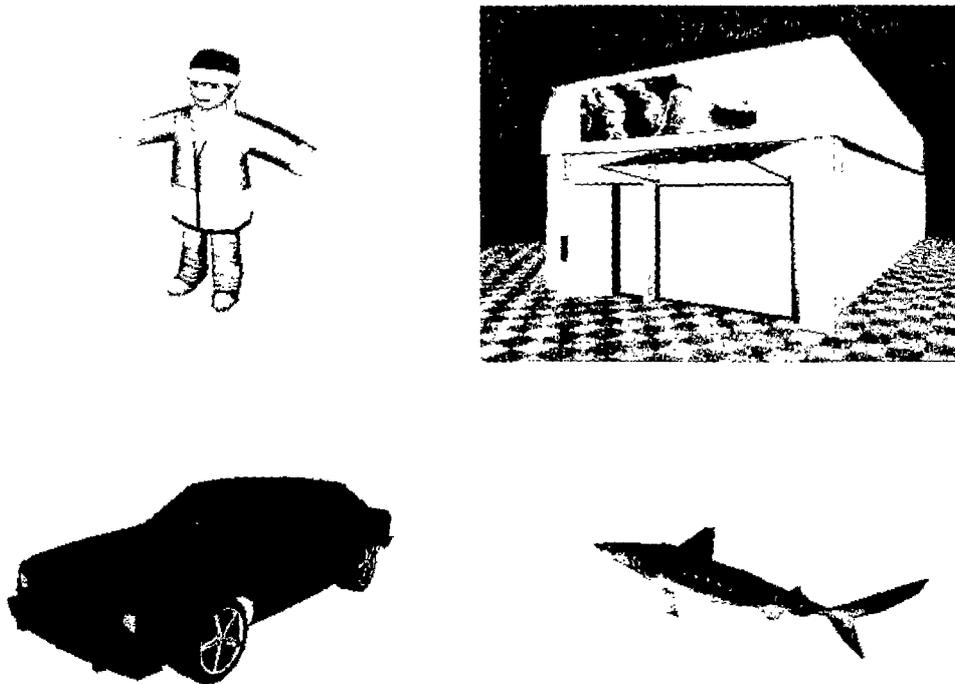


그림 4-2-3 각 오브젝트 데이터

맵 데이터는 '온라인 3D 게임 엔진 개발' 과제에서 맵 데이터 제작에 이용된 레벨 에디터를 사용하였다. 셀 크기는 10X10, 셀 하나당 32 그리드, 그리드 하나당 200 pixel이다.

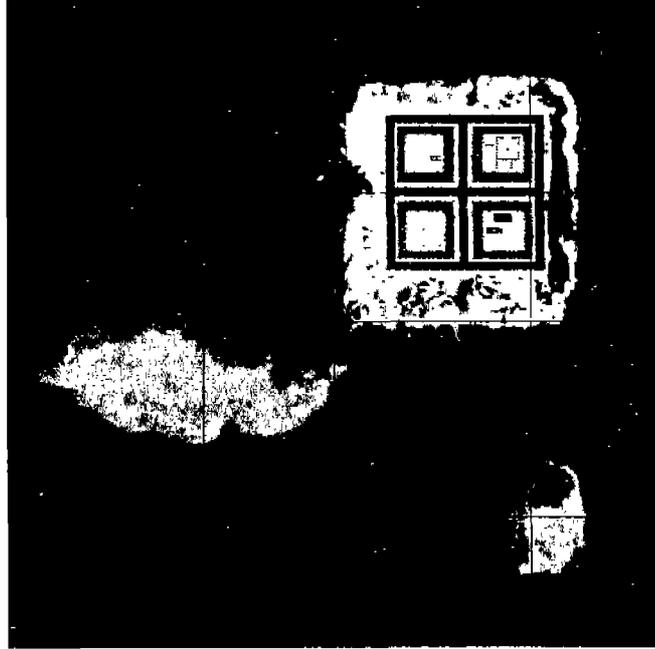


그림 4-2-4 맵 데이터

음 데이터는 일반 Wave 포맷 데이터로 제작되었다. 그리고, 대사 데이터는 전문 성우를 섭외하여 녹음하였다.

마. 콘텐츠 진행엔진 제작

콘텐츠 구현의 주요 실행 프로그램은 '온라인 3D 게임 엔진 개발'과제의 엔진을 게임엔진, 공통엔진, 진행엔진으로 커스터마이징하여 활용하였다. 게임엔진은 DirectX를 이용하여 렌더링과 애니메이션 등을 표현해주는 베이스 엔진이며, 공통엔진은 게임 엔진을 이용하는 다양한 장르의 콘텐츠들에 대해 기본적인 기능(UI, 캐릭터 제어 등)들을 제공한다. 마지막으로 진행 엔진은 공통 엔진에서 제공하는 기능들에 더해서 특정 콘텐츠에 필요한 추가적인 기능들을 포함한다. 각 치료 이벤트에서 필요한 특정 기능들이 여기서 구현되었다.

바. 콘텐츠 데이터 제작

제작된 멀티미디어 데이터들은 콘텐츠에서 바로 사용할 수 없다. 콘텐츠에서 사용할 수 있는 데이터로 변환하는 과정이 필요하다.

오브젝트 데이터들은 모두 *.MAX 파일로 제작되어 있다. 이 파일들은 3DS MAX 용으로 제작된 GE5 변환 플러그인을 사용하여 *.GE5로 변환된다.

맵 데이터는 레벨에디터의 맵 형식으로 저장되어 있는데 이 데이터는 진행엔진에서 이용 가능한 형태로 변환되어야 한다. 변환에 앞서 맵에서 이용하는 모든 텍스처들을 모아 압축 분할하는 작업을 한다. 이 작업은 나중에 보다 빠른 맵 생성을 가능하게 한다.

음성 데이터들은 데이터들이 각 파일로 분산되어 있는데 나중에 데이터 로드에는 많은 시간이 걸리므로 이를 해결하기 위해 이들을 하나의 파일로 묶은 다음 각 데이터의 시작위치를 따로 기록한다.

사. 콘텐츠 테스트

콘텐츠 진행엔진을 수행하여 콘텐츠 데이터들과 전체적인 진행상황을 확인한다.

콘텐츠 데이터에 수정사항이 발생하면 멀티미디어 데이터를 다시 제작하고 이들을 콘텐츠 데이터로 변환하는 작업을 다시 수행한다.

치료 이벤트의 진행상황에 문제가 발생할 경우 '치매 치료/예방 시나리오에 들어 있는 치료 이벤트들을 분석 및 검토'과정부터 다시 시작하였다.

치료 시나리오 '마을'은 여러 개의 주요 치료 이벤트를 포함하는데 테스트 결과 얻어낸 주요 장면들이다.



그림 4-2-5 치료 이벤트: 아이 도와주기

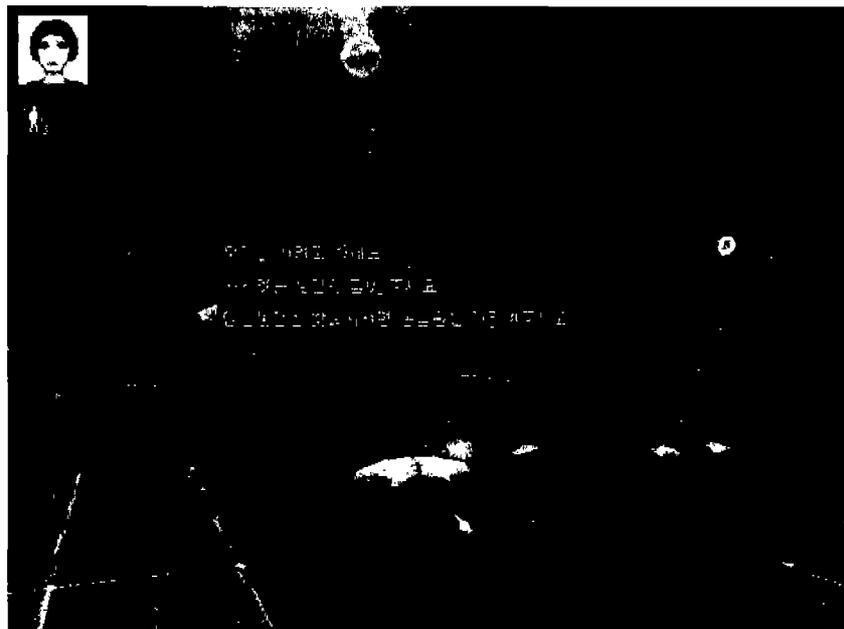


그림 4-2-6 치료 이벤트: 아이에게 필요한 물건 사기

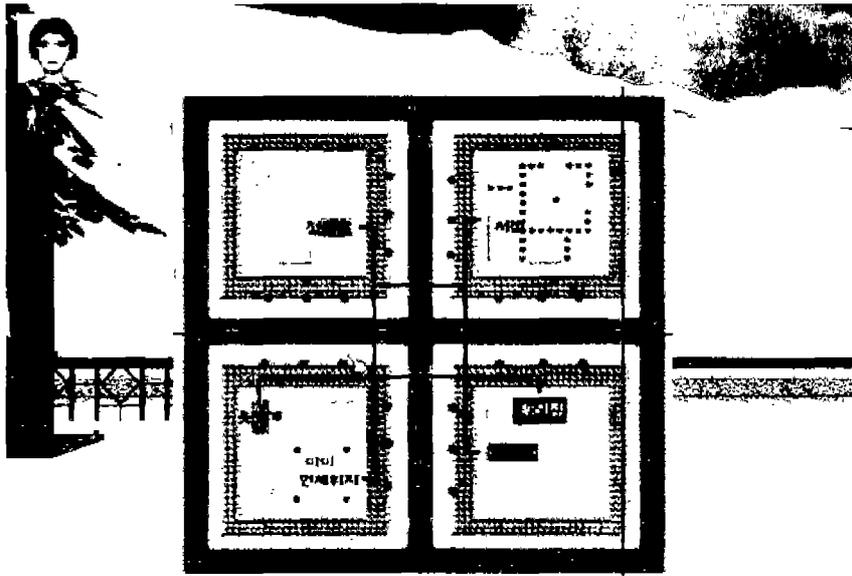


그림 4-2-7 치료 이벤트: 집 찾아가기

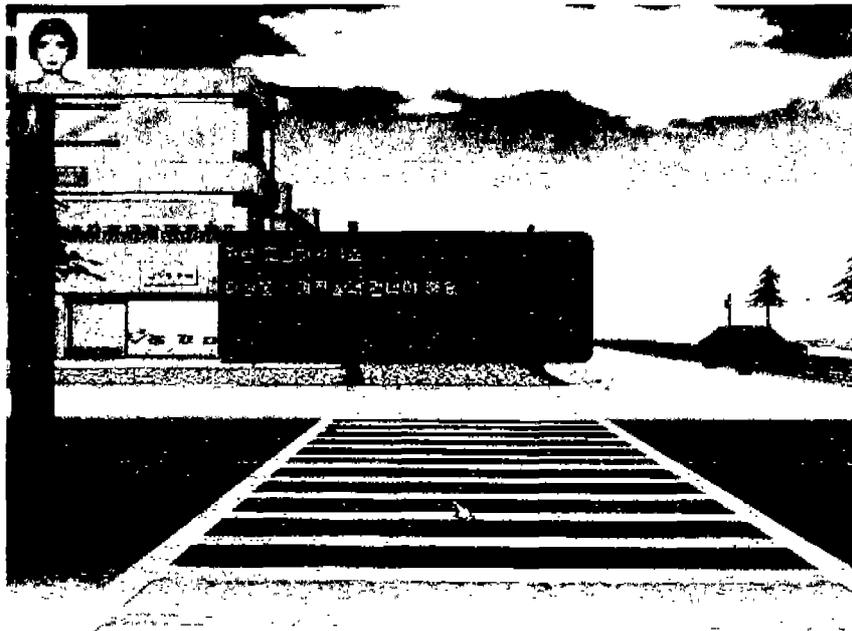


그림 4-2-8 치료 이벤트: 신호등 건너기



그림 4-2-9 치료 이벤트: 말긴 열쇠 찾기

2. 치매 치료/예방 저작 지원 기능

가. 전체 구성 및 각 부위별 설명

치매 치료/예방 저작 지원 기능은 다양한 치매 치료/예방 콘텐츠를 빠르고 쉽게 제작 할 수 있도록 지원하기 위해서 개발되었다. 개발된 치매 치료/예방 저작 지원 기능에 대한 전체적인 구성은 그림 4-2-10과 같다. 그림과 같이 시나리오 에디팅 모듈을 통해서 전문가가 시나리오를 히스토리 별로 입력하고 이를 바탕으로 맵 디자이너가 맵을 저작하게 된다. 스크립트 프로그래머는 스크립트 에디팅 모듈에서 지원하는 기능의 도움을 받아 복잡하고 반복적인 스크립트를 템플릿 및 다이어그램의 형태로 손쉽게 작성할 수 있다. 이렇게 구성된 콘텐츠를 피험자를 대상으로 임상 실험한 후 의료계에서 요구하는 다양한 리포팅 형태로 지원하고 있다[4-2-1].

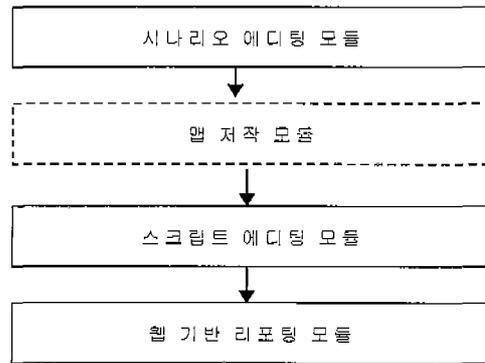


그림 4-2-10 치매 치료/예방 저작 지원 기능의 전체적인 구성

나. 시나리오 에디팅 모듈

시나리오 에디팅 모듈에 의해서 프로젝트 매니저와 디자이너, 스크립트 작성자, 의학계 종사자 등이 함께 서로 통일된 표기법으로 작성된 시나리오를 의사소통할 수 있고 버전별 관리를 통해 시나리오의 변화된 점을 구별할 수 있게 하였다.

그림 4-2-11은 시나리오 에디팅 모듈의 동작도를 나타내고 있다. 시나리오 플로우 다이어그램을 위한 표기법을 로딩하고 작성된 시나리오의 선택스를 체크한 후 히스토리별로 저장하는 단계를 거친다.

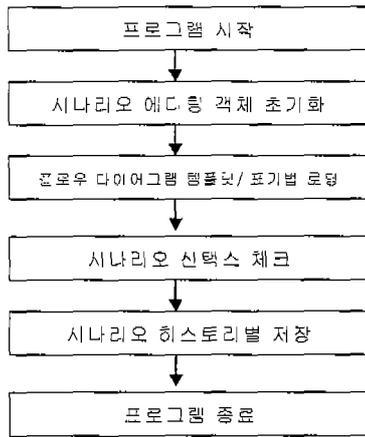


그림 4-2-11 시나리오
에디팅 모듈의 동작도

1) 시나리오 작성용 플로우차트 에디팅 기능

다음 그림 4-2-12는 플로우차트 형식으로 통일된 표기법으로 시나리오를 작성할 수 있는 에디팅 화면을 제공한다. 시나리오를 기술하는데 사용되는 표기 방식은 다음과 같은 시나리오 분기를 위한 플로우차트 shape을 제공한다.

시나리오 실행을 위한 사각형, 시작 및 끝 등을 위한 원, Decision을 위한 마름모 및 각 shape을 연결하는 다양한 형태의 화살표를 지원하고 있다.

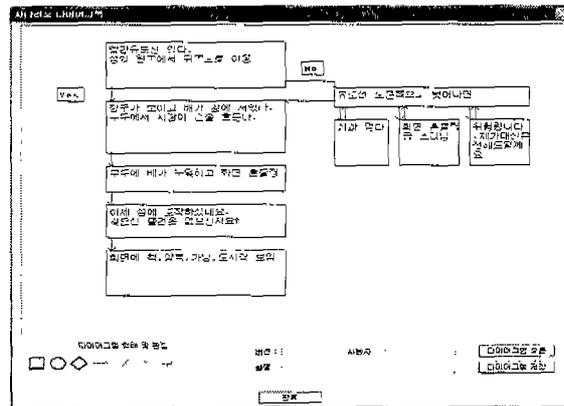
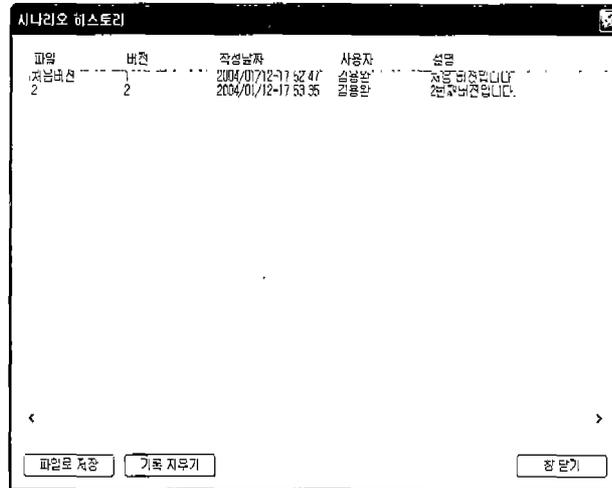


그림 4-2-12 시나리오 작성용 플로우차트
에디팅 기능화면

2) 시나리오 히스토리별 관리 기능

그림 4-2-13과 같이 시나리오의 기록을 자세히 표시할 수 있는 기능을 제공함으로써 버전별 관리를 통해 시나리오의 변화된 점을 구별할 수 있게 하였다.



파일	버전	작성날짜	사용자	설명
재판버전	2	2004/01/12-17 02:41	김철민	재판 리정립이다.
2	2	2004/01/12-17 03:35	김철민	판정문정립이다.

Buttons: 파일로 저장, 기록 지우기, 닫기

그림 4-2-13 시나리오 히스토리별 관리
기능화면

File

선택한 시나리오의 이름을 표시.

Version

선택한 시나리오의 버전 번호를 표시.

Date

선택한 시나리오가 만들어진 또는 마지막으로 체크 아웃된 날짜와 시간을 표시.

User

버전을 만든 사용자 이름을 표시.

Comment

시나리오의 특정 버전에 대한 설명을 새로 추가하거나 기존 설명을 변경.

나. 스크립트 에디팅 모듈

치매 치료/예방 콘텐츠 시나리오를 기반으로 스크립트를 작성하기 위해서는 잘 짜

여진 Native 함수의 도움을 받더라도 많은 라인수와 복잡한 상태(state)를 가지는 스크립트를 작성하여야 하는 애로점이 있다. 다양한 치매 치료/예방 콘텐츠를 빠르고 쉽게 스크립트를 작성할 수 있도록 하기 위해서 스크립트 에디팅 모듈을 개발하였다. 스크립트 에디팅 모듈은 사용자의 스크립트 템플릿을 등록, 삭제, 편집 적용이 가능하며 재사용 가능한 스크립팅을 가능하게 하였다. 또한 방대한 맵 상에서 일일이 오브젝트를 찾아내서 스크립트를 작성하였던 점을 개선하여 작성하고자 원하는 스크립트 블록을 다이어그램 내에서 선택하여 자동적으로 해당 스크립트 화면 및 오브젝트로 이동가능하게 하였다.

스크립트 에디팅 모듈의 동작은 다음 그림 4-2-14와 같이 등록된 스크립트 템플릿과 스크립트 객체를 로딩하고 스크립트 템플릿을 적용하고 스크립트 다이어그램을 통해 오브젝트의 스크립트를 작성한 후 저장하도록 하는 일련의 과정이다.

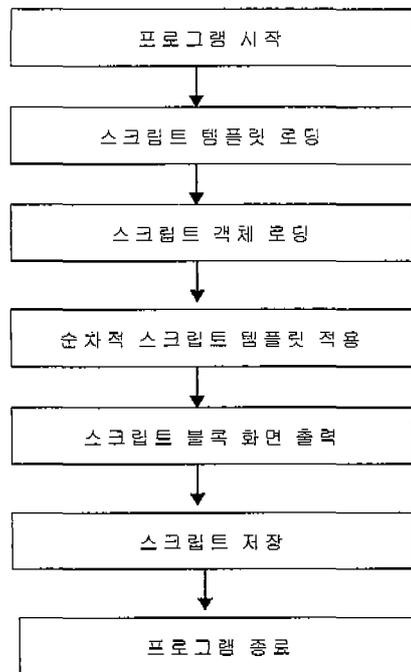


그림 4-2-14 스크립트 에디팅 모듈의 동작도

그림 4-2-15는 특정 오브젝트의 스크립트를 작성하고 이것을 스크립트 다이어그램 내의 블록으로 등록하는 하나의 예를 보여주고 있다.

2) 스크립트의 블록식 편집 및 디스플레이 기능

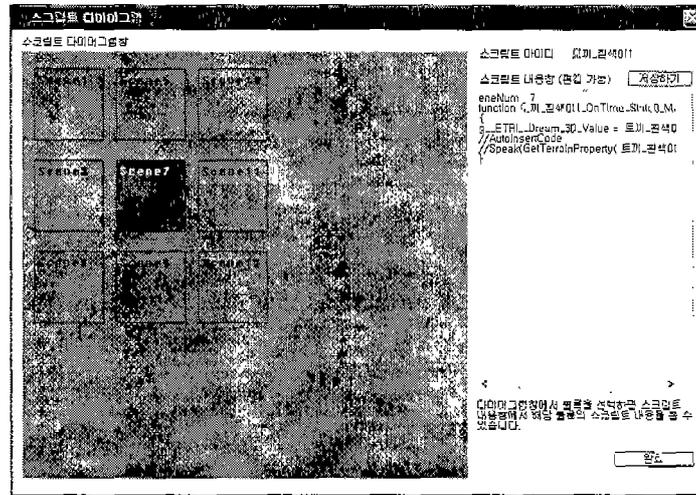


그림 4-2-17 스크립트의 블록 다이어그램 화면

맵 상의 오브젝트의 상태를 마킹하여 다이어그램 내에 등록된 스크립트 블록들은 그림 4-2-17과 같이 일목요연하게 순차적으로 블록으로 표시된다. 이것을 이용하여 방대한 맵 상에서 일일이 오브젝트를 찾아낼 필요 없이 작성하고자 원하는 스크립트 블록을 다이어그램 내에서 선택하면 해당 오브젝트의 상태로 바로 이동하여 스크립트를 작성할 수 있게 하였다.

다. 치매 치료/예방 콘텐츠 수행에 따른 의료계에서 사용 가능한 리포팅 기능 개발

치매 치료/예방 콘텐츠를 피험자가 수행 한 후 측정된 결과를 의료계에서 정의된 각종 치매 검사 인자로 변화하고 이것을 각종 그래프 및 차트 형식으로 보여줄 수 있는 리포팅 기능을 개발하였다. 리포팅 기능을 통하여 치매 치료/예방 콘텐츠를 수행하여 치매 치료/예방 상태를 의료계에서 사용가능한 리포팅 화면으로 출력할 수 있다. 그림 4-2-18은 리포팅 기능의 동작을 나타내고 있으며 등록된 치매 평가 파라미터를 로딩 하여 차트 및 테이블로 데이터베이스를 통해서 얻어온 데이터를 변환하며 설정된 화면 레이아웃으로 초기화를 한 후 화면에 출력하게 된다.

1) 치매 평가 지수 등록, 삭제 가능

치매 평가 지수 등록: 반복 수행 횟수, 수행 시간 등 사용할 수 있는 필드 목록에서 선택한 필드를 목록에 추가하고 수식에 적용할 수 있도록 하였다.

치매 평가지수 등록 가능: 한국판 MMSE, 한국판 치매 평가 검사, Rey-Kim 기억 검사, Wechsler 기억 검사 수정판 등의 각종 평가 수식을 만들고 표시 단추를 클릭하여 이 수식을 검토하거나 수정할 수 있게 하였다.[4-2-2]

2) 각종 자료로 활용 가능한 그래프 및 차트를 이용한 리포팅 설정 기능

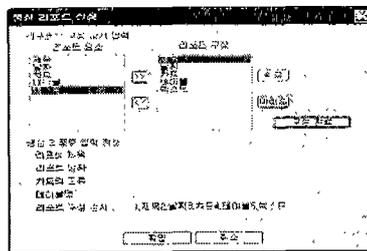
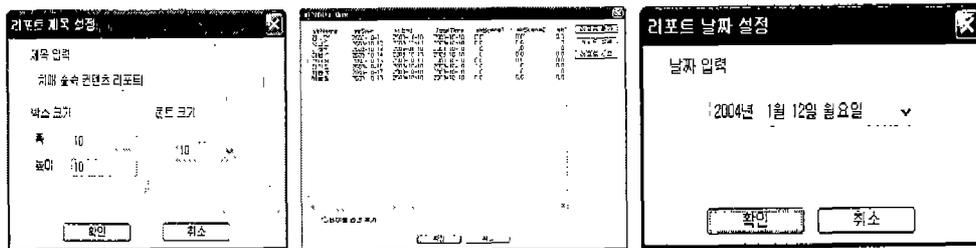


그림 4-2-20 리포팅 설정 화면

그림 4-2-20과 같이 제목, 날짜, 차트, 테이블, 텍스트 등 의료계에서 요구하는 리포팅 포맷으로 설정이 가능하다. 각각의 리포트 요소들의 속성들은 그림 4-2-21과 같이 상세하게 설정 가능하도록 하였다.



(a) 리포트 제목 설정 (b) 데이터 제어 (c) 리포트 날짜 설정

그림 4-2-21 리포트 요소들의 속성 설정 화면

예를 들어 그림 4-2-22와 같이 차트의 경우 사용할 수 있는 차트를 보여 주고 보고서에 차트를 삽입할 수 있도록 하였는데 차트 유형으로는 막대형, 선형, Area, 원형, 도넛형, 3D 수직면형, 3D 표면형, XY 분산형, 방사형, 거품형, 주식형 등 다양한 형태를 지원하고 있다.

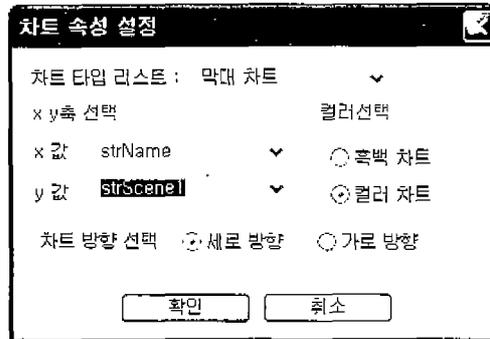


그림 4-2-22 차트 속성 설정 화면

3) 리포팅 로컬 저장 기능

클래스, 개체, 메서드, 속성 및 반환 값과 같은 보고서 인터페이스를 HTML 형태 및 크리스털 리포트 형태로 사용할 수 있으며 다른 응용 프로그램에서는 HTML을 읽는 기능만 있으면 보고서와 보고서 데이터를 액세스하고 사용 가능하도록 하였다.

제5장 결론 및 추후과제

여백

제 5 장 결론 및 추후 과제

당해연도의 주안점은 생체신호 기반의 HCI기술 개발로 실 수요자가 일반인과 같이 마우스, 키보드를 활용하기에 어려운 점을 고려하여 이를 대체할 수 있는 수단으로 자신이 제어 가능한 근육신호나 뇌파를 활용하는 인터페이스에 대해 연구개발을 진행하였으며, 이를 의료 VR 시스템을 적용될 수 있도록 인터페이스 프로토타입을 개발하였고, 이를 실제 의료 현장에서의 필드 테스트를 거쳐 완성도를 높여나가고 있다.

근전도는 현재의 마우스나 포인팅 디바이스 역할을 대체할 수 있는 수준의 실시간성과 인식률을 보여 실제 윈도우를 제어하여 인터넷 서핑을 할 수 있는 수준으로 안정화 시켜 나가고 있다. 또한, 사용자 마다 다른 신체적 특징에 따라 인식률이 다소 차이를 보여 범용성을 확보하는데 애로점이 발생하였으나 이를 보완하기 위해 개인용 학습 프로그램을 마련하여 1~2분 정도의 훈련을 통해 자신의 인터페이스로 개인화할 수 있도록 하였다.

뇌파 신호는 신호의 재현성을 확보하기가 매우 어려웠으나, 뇌파 신호의 특성을 세분화 하며 “가용뇌파”와 “심상뇌파”로 구분하여 단계별 연구개발을 진행시켜 이러한 문제를 해결해 나가고 있다. 특히, 인터페이스 측면에서 유효하다고 판단되는 “가용뇌파”는 실시간 처리에 유효하며 착용성과 사용성 측면에서도 상용화 가능한 수준으로 기술개발을 이어갈 수 있는 가능성을 검증하였다.

앞으로는 현재까지 개발된 시제품과 기술을 점검하여 잡음에 강인한 알고리즘으로 개선하여 안정적인 인식률을 확보하는 한편, 실수요자에게 직접 사용성 테스트를 거쳐 기술의 완성도를 높여 나갈 것이다. 또한, 지체 장애자들이 현실적으로 필요로 하는 뇌파, 근전도를 이용한 키보드 입력 시스템, 재활용 휠체어의 방향제어, 게임분야에서의 응용 등 다양한 시도를 통해 기술의 확산과 범용성을 확보할 수 있도록 연구개발을 진행 시켜 나갈 것이다.

여백

참고문헌

여백

참고문헌

- [1-4-1] VDC (Venture Development Corporation) - The global market for wearable computers : The quest for killer applications, IDC 분석자료
- [3-2-1] Park, S.H., *The Biosignal Processing and Application*, Edtech (1999).
- [3-2-2] Delagi, E. F., Iazzetti, J., Perotto, A., & Morrison, D., *Anatomical Guide For The Electromyographer, The Limbs and Trunk*, Springfield (1994).
- [3-2-3] Rosenberg, R., The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer, *Second International Symposium on Wearable Computers*, 162-163 (1998).
- [3-2-4] Tarng Y.H., Chang, G.C., Lai, J.S., & Kuo, T.S., Design of the Human/Computer Interface for Human with Disability Using Myoelectric Signal Control, *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 5, 1909-1910 (1997).
- [3-2-5] Tsuji T, Fukuda O, Murakami M, Kaneko M., An EMG controlled pointing device using a neural network, *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, 37(5), 425-31 (2001).
- [3-2-6] Simpson, P. K., Fuzzy Min-Max Neural Networks-Part 1: Classification, *IEEE Trans. On Neural Networks*, 3 (5), 776-786 (1992).

여백

부 록

여백

부 록

부록 : 2003년도 연구 개발 결과물 목록

○ 결과물 요약

구분	특허		논문	
	국제	국내	국제	국내
2003	1	9	7	9

○ 특허

구분	발명의 명칭	국명	출원		등록	
			번호	년도	번호	년도
국내	개인의 뇌파 신호 보정을 위한 시스템 및 방법	한국	03-87483	2003		
	인식기를 기반으로 하는 적응 훈련기법에 의한 기준 데이터베이스 구축 방법	한국	03-93951	2003		
	가상 시뮬레이션에서의 실시간 촉감 지원을 위한 소프트웨어 구조	한국	03-88249	2003		
	헤드밴드형의 기울기 센서와 bite switch를 이용한 장애인용 전동 휠체어 구동 모듈	한국	03-88730	2003		
	목표 단백질의 삼차원 구조 예측을 위해 주형 구조를 선정하는 방법	한국	03-96215	2003		
	전화를 이용한 치매 재활 및 예방 시스템	한국	03-87483	2003		
	증강현실을 이용한 정비시스템	한국	03-88729	2003		
	PDA를 이용한 치매 환자의 돌보미 및 치료 기능을 위한 방법	한국	03-87747	2003		
	헤드밴드형 근전도 감지부를 포함한 깨우는 동작 기반 정보입력장치	한국	03-88408	2003		
국제	가상 시뮬레이션에서의 실시간 촉감 지원을 위한 소프트웨어 구조	미국		2003		

○ 논문(국내)

논문제목	발표자	학술지 명칭	연도, 호
단백질의 기능 예측을 위한 도메인 검색 방법	허미영	대한전자공학회	2003, 26
Backpropagation을 이용한 프로모터 예측	허미영	대한전자공학회	2003, 1
가상환경에서의 햅틱 인터페이스	손옥호	2003 한국정보처리학회 춘계학술대회	2003, 튜토리얼
가상환경에서의 햅틱 인터페이스	손옥호	제1회 한국가상시뮬레이션 기술연합 워크샵	2003, 1
발목 재활 훈련을 위한 GUI와 가상환경	이기석	HCI2003	2003, 1
신경망 알고리즘을 이용한 Promoter 예측방법	허미영	대한의용생체공학회	2003, 1
근전도 신호를 이용한 HCI에 관한 연구	정혁	HCI2003	2003, 1
발목재활을 위한 가상환경 및 햅틱스	이기석	제어자동화시스템 공학회	2003, 9
JAVA, JNI(JAVA Native Interface) 및 VRML(Virtual Reality Modeling Language)을 이용한 발목재활용 공차기 가상환경	이기석	HCI2003	2003, 1

○ 논문(국제)

논문제목	발표자	학술지 명칭	연도, 호
Human-Machine Interface for wheelchair control with EMG and Its Evaluation	김종성	25th EMBS2003	2003, 1
User's Intention Reading with Intelligent Visual Servoing and EMG Signal Classification for Rehabilitation Robotic System, KARES II	김종성	ICORR2003	2003, 1
Calculation Model Of Time-Varying Loudness By Using Critical-Band Filters	정혁	WESPAC8	2003, 1

Human Promoter Prediction by Neural Network	허미영	SSGRR2003S	2003, 1
Development of Dementia Diagnosis and Treatment System in Virtual Reality Environment	김용환	HCI 2003	2003, 2
An EMG-Controlled Graphic Interface Considering Wearability	정혁	INTERACT2003	2003, 1
Cognitive Training with Virtual Reality	김상원	CISST'2003	2003, 1