

생체신호 기반 사용자 인터페이스 기술

Human-Computer Interface Based on Bio-Signal

유비쿼터스 시대를 주도할
디지털콘텐츠 기술 특집

김종성 (J.S. Kim)	가상현실연구팀 선임연구원
김흥기 (H.K. Kim)	가상현실연구팀 선임연구원
정혁 (H. Jeong)	가상현실연구팀 선임연구원
김기홍 (K.H. Kim)	가상현실연구팀 선임연구원
임선희 (S.H. Im)	가상현실연구팀 연구원
손옥호 (W.H. Son)	가상현실연구팀 팀장

목 차

-
- I. 서론
 - II. 생체신호 기반 인터페이스
기술 동향
 - III. 생체신호 기반 HCI 시스템 개발
 - IV. 정리

생체신호 기반 인터페이스 기술이란 근전도 및 뇌파와 같은 인위적으로 발생 가능한 생체 신호를 이용하여, 노약자나 장애인이 컴퓨터를 이용하는 데 있어서의 인터페이스 (Human-Computer Interface)로 사용하거나 휠체어 등의 재활기기 구동 제어를 위한 명령어를 생성하기 위한 기술을 의미한다. 생체신호 기반 인터페이스는 센서를 몸에 부착하여 사용하며 사용자의 의도에 의해 자연스럽게 생성된 생체신호를 이용하기 때문에 가상현실, 착용형 컴퓨터나 지체 장애인용 인터페이스로 활용될 수 있을 것으로 기대된다. 본 논문에서는 이러한 생체신호 기반의 인터페이스에 관한 국내외 기술 동향과 현재 개발중인 HCI 시스템에 대한 개요에 대해 논하고자 한다.

I. 서론

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.

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

본 논문에서는 근육의 움직임에 의해 생성되는 근전위 신호와 뇌파를 기반으로 한 생체 신호를 기반으로 한 사용자 인터페이스 기술의 국내외 동향 및 현재 연구 개발되고 있는 기술에 대하여 상술한다.

II. 생체신호 기반 인터페이스 기술 동향

생체신호 처리에 의한 인터페이스 기술은, 점점 대두되고 있는 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. 아울러 장애인용 재활

기기의 사용이나 생체신호 분석을 통한 의료 진단 등에도 사용될 수 있다.

여기서 생체신호 기반 인터페이스 기술이란 근전도 및 뇌파와 같은 인위적으로 발생 가능한 생체 신호를 이용하여, 노약자나 장애인이 컴퓨터를 이용하는 데 있어서의 인터페이스(HCI)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-chip 형태로 만들어져 컴퓨터나 재활기기에 부가될 수 있는 장비로 활용될 수 있다.

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

이 장에서는 언급한 생체신호 중 특히 뇌파와 근전도를 중심으로 하는 생체 신호 기반의 HCI 기술에 대한 최근의 국내외 기술동향을 살펴보고자 한다.

1. 뇌파 기반 HCI 기술의 국내외 동향

생체신호 기반 인터페이스 기술은 국내외적으로 많은 연구들이 이루어지고 있지만 아직까지 상업적으로 이용할 만한 실용적인 기술을 선보이지 못하고 있다. 특히 뇌파를 이용한 인터페이스 기술은 장애인뿐만 아니라 미래형 인터페이스로서 많은 사람들의 관심을 가지고 지난 수십 년간 이루어지고 있다. <표 1>은 이러한 국외 인터페이스 관점에서의 뇌파 신호 획득 및 처리에 관한 기술동향을 요약한 것이다.

미국 상·하원 101차 합동회의에서 1990년대를

〈표 1〉 국외 뇌파 기반 인터페이스 기술 동향

호주 시드니 공과대학	전기기구의 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	장애인용 워드프로세서 개발
오스트리아 그라츠 공대	모니터상의 커서 제어 및 문자/단어 선택을 이용한 보철 제어

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

일본에서는 과학기술청(STA) 주도 하에 향후 20년간(1997~2016년) 2조 엔을 투입하는 뇌 과학 프로젝트(Brain Science Project)를 시작했으며, 연간 50~80억 엔의 연구비를 투자해 뇌 관련 연구를 추진 중에 있다. 또한, 일본의 최대연구소인 이화학연구소(RIKEN) 산하에 연구원 2천 명 규모의 뇌 과학 종합연구소(Brain Science Institute)를 1997년에 설립해 2016년까지 사고와 기억 등 뇌의 다양한 기능과 노화방지, 인공 지능 등에 관한 연구를 시작하였다. 1997년 당시 예산이 200억 엔에 이르렀으며 2005년부터는 연간 1000억 엔의 예산이 투입될 예정이다.

또한, 이탈리아, 네덜란드 등 국가별로 1991년부터 “EC Decade of Brain”을 발족, 뇌 연구를 시작하였으며, 유럽공동체(EU)에서도 ANNIE와 관련한 다수의 과제를 수행하고 있다. 한편, 이스라엘은 주요 국가사업으로 Weizmann Institute of Science 등에서 뇌 연구를 활발히 추진 중에 있다. 또한, G7 국가 등의 HFSP에서도 뇌 연구는 중요한 부분을 차지하고 있으며 관련 연구가 활발히 진행 중이다. 그

중 오스트리아의 Univ of Technology, Graz에서는 각종 장애자를 대상으로 한 뇌파 기반의 보철 인터페이스를 개발하는 등 BCI 분야에서 수준 높은 연구를 진행하고 있다. 또한 창업 기업인 G.Tec에서는 BCI 시스템을 패키지화하여 상용화하였다. 이때 운동영역에서 발생하는 뇌파의 특징을 찾아내기 위해 다양한 신호처리 알고리즘을 적용하고 있다. EC의 ESPRIT 프로젝트에서는 ABI를 중점적으로 연구하고 있으며 이의 결과로 이동 로봇의 제어, 비디오게임, 장애인을 위한 가상 키보드 등을 선보이고 있다.

최근에는 국내에서도 뇌파기반 인터페이스 기술에 관한 많은 연구들이 이루어지고 있다. 그러나 생체신호 기반 인터페이스 관련 기술이 오랜 기간의 기초기술을 토대로 이루어져야 하기 때문에 아직까지는 세계적인 수준에는 많이 미흡하며, 상업적으로 이용할 만한 실용적인 기술은 선보이지 못하고 있다.

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 인공지능 컴퓨터 개발, 치매치료 등에 필요한 연구를 체계적으로 수행기로 결정한 바가 있다. 특별히 뇌 연구의 효율적 수행을 위해 ‘뇌 과학’과 ‘뇌 의약학’의 2개 분야로 나누어 각각 한국과학기술원에 ‘뇌 연구센터’를, 국립 보건원에는 ‘뇌 의학연구센터’에서 연구개발을 담당하고 있다(〈표 2〉 참조).

〈표 2〉 국내 뇌파 기반 인터페이스 기술 동향

KAIST 뇌과학센터	뇌정보처리에 기반한 인공 시청각 시스템 및 하드웨어 구현 연구
포항공대 뇌과학연구소	순환신경망을 이용한 시청각 데이터 처리 알고리즘 개발 및 뇌파의 비선형 분석
충북대학교 물리학과	ICA를 이용한 정상인과 환자의 구별, 특정상황의 판별, EEG의 source localization

2. 근전도 기반 HCI 기술의 국내외 동향

근전도는 신체의 움직임에 따라 근육 표면으로부터

터 근섬유를 따라 일어나는 전기적 신호를 의미한다. 근전도 신호의 크기는 대부분 10mV 이하이며 그 주파수 범위는 500Hz 미만이다[1]. 근전도 신호는 바늘을 근육에 직접 꽂아 측정하거나, 근육 근처의 피부 표면에 전극을 붙여 측정할 수도 있다. 피부 표면에서 근전도 신호를 측정하는 방법을 표면 근전도 측정법이라고 하며 컴퓨터 또는 이동기기의 제어를 목적으로 근전도를 사용할 때는 실용성을 고려하여 표면 근전도 측정법을 이용한다. 이와 같은 방법으로 측정된 근전도 신호로부터 사용자의 의도나 움직임 해석할 수 있기 때문에 뇌파, 안전도 등의 다른 생체 신호와 함께 유용한 입력 수단으로서 사용될 수 있다.

그러나 근전도 신호는 불안정한(nonstationary) 특성을 갖고 있다. 따라서 근전도 신호의 기준 패턴 및 모델의 신뢰성이 제한되며 시간에 따라 변하는 근전도 신호의 특징을 잘 반영할 수 있는 방법이 필요하다. 한편, 하나의 운동 단위를 이루는 근섬유의 수가 사람마다 달라 사용자마다 동일한 동작에 대한 근전도 신호의 패턴 및 크기가 다르다. 근전도 신호를 측정하기 위한 위치의 피부 두께의 차이나 다른 근육 조직들로 인해 사용자마다 근전도 신호가 다르며 그 크기가 작아 특별한 측정 장치를 이용하지 않으면 주변 환경의 영향을 많이 받는다.

이러한 특성을 갖는 근전도 신호로부터 사용자의 의도를 정확히 파악하기 위해 외국에서 D. Graupe 등[2]은 근전도 신호를 정상적인 시계열 신호의 연속으로 모델링하여 인식하려는 시도를 하였으며, R.W. Wirta 등[3]은 판별식(discriminant function)을 이용하여 근전도 신호를 분류하였다. 근전도 신호의 비정상성을 극복하기 위해 G.N. Saridis, R.N. Scott 등은 학습 가능한 선형 분류기나 인공 신경망 등을 이용하여 근전도 신호를 분류하였다. 특히 최근에는 신호처리 기법의 발달에 따라 wavelet transform이나 ICA 알고리즘 등을 이용하여 보다 짧은 시간에 보다 정확하게 미리 정해진 기본 동작을 분류하려는 연구들이 수행되고 있다.

한편, 근전도 신호를 이용하여 사용자의 의도나 명령을 추출해 내는 연구는 주로 신체적 장애를 가진 장애인의 일상 생활을 보조하기 위해서 수행되어 왔다. 이때 근전도 신호는 근육의 수축 시에 발생하는 전기적 신호로 주로 의수의 제어원으로 사용되었다. 의수와 같은 보철 기기의 제어의 경우 개인마다 요구사항이나 사용목적, 적용 부위 등이 다르기 때문에 전문 재활의사의 도움을 받아 보철 제어용 기기의 설치가 이루어진다. 따라서 각 보철 제어용 기기는 특정 개인만의 사용을 목적으로 하며 근전도 센서의 장착 및 시스템의 훈련에 많은 노력과 시간이 필요하다. 최근에 Ottobock(오토복)이나 나부코, Utah Arm(Freehand system) 등의 회사는 세계적인 재활장비 전문업체로서 막대한 연구자금을 들여 생체신호에 반응하는 초보단계 인공지능 의수를 개발하고 있으며, 1DOF 또는 2DOF 자유도를 갖는 제품들이 일부 상용화되어 구미 선진국을 중심으로 시판되고 있다. 이때 의수의 제어는 이두박근이나 삼두박근 등에 근전도 센서를 부착하여 이루어진다. 국내에서는 인하대의 홍승홍 교수 연구팀이 의수의 제어를 위해 2차원 상의 8가지 방향을 정의하고 모사 장애인(비장애인이 특정 동작을 못하도록 고안된 장치를 이용하는 경우)의 근전도 신호를 측정하여 동작을 분류하는 연구를 수행하였으며, 연세대의 박상희 교수 연구팀에서도 근전도 신호 기반의 의수 제어 방법에 대한 연구를 수행하였으며 특히 근전도 신호의 비정상성을 극복하기 위해 Dempster-Shafer 방법을 이용한 특징 선택법을 제안하기도 하였다[4]. 한국과학기술원(KAIST) 변증남 교수 연구실에서는 1998년부터 '지능형 인간-로봇 상호작용 기술 개발'의 일환으로 근전도 신호에 관한 연구를 수행하여 왔다. 현재 개발된 근전도 관련 시스템은 중증 척수 장애인을 위한 근전도 기반 2자유도 휠체어 제어기를 비롯하여 4자유도 로봇 팔 제어 알고리즘, 근전도 측정 시스템 등이 있다. 중증 척수 장애인을 위한 근전도 기반 2자유도 휠체어 제어기는 사용자의 목 근육(2채널)에서 측정된 근전도 신

호로부터 앞/뒤/좌/우/정지 등의 명령을 분류하고 전동 휠체어에 명령을 보내는 것으로 구성되어 있다. 4자유도 로봇 팔 제어 알고리즘 역시 중증 척수 장애인을 위해서 개발된 것으로 휠체어 장착형 로봇 팔의 명령원의 하나로써 근전도 신호를 사용하고 있다. 이 시스템에서는 사용자의 어깨, 팔 등의 근육에서 측정된 근전도 신호를 이용하여 특징들을 추출하고 동작을 분류하여 분류된 동작에 알맞은 로봇 팔 명령을 내려주는 구조로 되어 있다. 특히 측정된 근전도 신호로부터 사용자의 힘 정보를 추출하여 사용자의 힘 정보에 비례한 제어가 이루어지도록 하였다.

한편, 최근의 컴퓨팅 환경이 소형화, 휴대형으로 되어 가고 있으며, 이에 따라 컴퓨터 입력 인터페이스도 보다 착용이 가능하고 직관적이고 다루기 쉬운 타입을 요구하고 있다. 이러한 차세대 컴퓨팅 환경에서 요구되는 입력 디바이스에 대한 해결방법의 하나가 근전도 등의 생체신호를 이용한 입력 인터페이스 기술이다. NTT Human Interface Lab.의 Hiraiwa[5]와 University College London의 Rosenberg[6]는 손목 움직임에 의한 근전도 신호를 이용한 포인팅 디바이스의 개념을 제시했다. 최근에는 Hiroshima 대학 로보틱스랩의 Tsuji[7]는 근전도를 이용하여 2DOF 자유도를 갖는 포인팅 디바이스에 대한 연구결과를 발표하기도 하였다.

한편, 컴퓨터 입력 인터페이스를 위하여 근전도를 이용하고자 한다면 사용의 목적상 근전도 센서의 탈부착 및 조작이 쉬워야 하고 범용성이 보장되어야 한다. 그러나 기존의 대부분의 경우 동작을 구분하기 위한 근전도 특징이나 패턴 인식 방법 쪽에 연구가 집중되었다. Rosenberg나 Tarng[8], Tsuji 등의 연구에서는 각각 고유의 근전도 특징과 패턴 인식 방법으로 상당히 높은 동작 인식률을 확보하고 있는 것을 확인할 수 있지만, 특정 동작이 유발시키는 근전도 신호가 가장 잘 획득되는 곳에 센서를 부착하였기 때문에 탈부착이 매우 번거로워 실용적인 면에서는 이용하기가 어려운 점이 있다.

III. 생체신호 기반 HCI 시스템 개발

1. 뇌파 기반 HCI 시스템 개발

가. 뇌파유발을 위한 자극의 설계

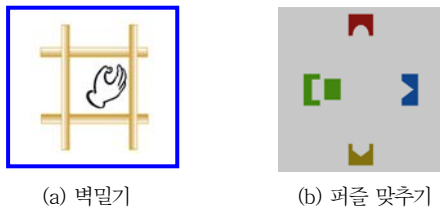
두피(scalp)에서 측정된 뇌파로부터 사용자의 의도나 감정상태를 파악하고 그 결과를 컴퓨터와의 인터페이스에 활용하려는 시도는 오래 전부터 진행이 되어 왔으나, 관련 기술은 현재까지도 상용화 수준의 단계에는 미치지 못하는 게 사실이다. 이는, 뇌파 신호 자체가 가지고 있는 무작위성(randomness)과 신호 측정 시 유입되는 많은 잡파(artifact) 성분으로 인해 여타 신호보다 분석에 많은 어려움이 따르기 때문이다. 최근에 도입된 독립성분분석(independent component analysis)과 같은 방법은 뇌파에 혼재된 다양한 잡음을 제거하는 데 큰 역할을 하는 것으로 인식되면서, 현재 널리 이용이 되고 있다. 그러나, 동일 사용자에게서 측정된 신호라 할지라도 신호들간의 유사성이 시간에 따라 많은 차이를 보이는 뇌파신호가 가진 한계성은 여전히 극복하기 힘든 부분으로 남아 있다. 이러한 부분을 어느 정도 해결하기 위해서 뇌파 측정 시 사용하는 방법론이 이른바 시청각형태로 설계된 자극의 제시이다. 이는, 자극 속에 포함된 특정사건을 외부에서 인위적으로 가할 때 인간의 뇌가 어떻게 반응하는가를 좀 더 객관적으로 파악하기 위한 시도라고 할 수 있다. 이 절에서는 특히, 사용자에게 특정 방향과 관계된 동작을 유도하거나, 혹은 미리 규정해둔 감정상태를 유발하기에 용이하도록 설계된 자극을 간략하게 소개한다.

1) 방향관련 동작 상상용 시각 자극

수족에 장애가 있거나 혹은 마비가 된 사용자의 경우는 컴퓨터와의 상호작용을 위해 사용할 수 있는 입력도구가 지극히 한정적이다. 이러한 중증 장애인들을 주요 대상으로 할 경우, 뇌파에 기반한 휴먼 인터페이스는 기존의 입력도구에 대한 대안으로써 그 활용가치가 높다고 하겠다. 실제적으로, 이러한 뇌

파를 전동휠체어나 보철기구의 제어에 활용하고자 하는 노력도 활발히 추진되고 있는 상황이다. 이러한 경우, 컴퓨터와의 상호작용에 이용되는 명령어는 주로 상/하/좌/우의 4가지 방향에 관계되는 것들이다. 아래에 설명하는 시각 자극들은 언급한 4가지 방향에 관계되는 것들로서, 뇌파를 측정할 때 실험에 참가한 사용자들로 하여금 움직임에 관한 상상의 폭을 제한시킴으로써 녹음되는 신호 패턴들이 다소나마 일관성을 가지게 하고자 하는 의도에서 설계되었다.

(그림 1)의 손 모양 그림 주변으로 4개의 벽 혹은 4개의 퍼즐 피스가 보인다. 잠시 후, 어느 벽 하나/피스 하나가 지정된 방향으로 서서히 움직이다가 얼마 후 멈추게 된다. 이에 맞추어 사용자는 손/피스 그림을 응시하면서 해당 벽을 가장자리로 밀어내거나 퍼즐을 맞추려는 상상을 계속하게 된다. 이 경우 4개의 벽/피스 각각이 움직이는 방향은 사용자에게 무작위순으로 주어진다.



(그림 1) 벽밀기 및 퍼즐 맞추기에 의한 시각 자극

사용자의 전면 모니터 중앙에 곧이어 취하게 되는 동작(pull/roll/lift)에 대한 설명이 텍스트로 제시가 된다. 수초 후, 방향정보가 포함이 된 시각 자극이 보여지고, 그에 따라 사용자는 해당 동작을 상상하게 된다. (그림 2)에서는 추를 왼쪽 혹은 아래로 잡아당기거나, 볼링 공을 오른쪽으로 굴리거나 낚싯대를 위로 들어올리거나 하는 동작들을 보여주고 있다. 언급한 방향관련 동작 상상을 유도하기 위해 사

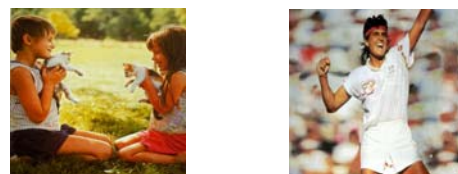


(그림 2) 특정행동 상상을 위한 시각 자극

용된 시각 자극들은 크게 벽 밀기나 퍼즐 맞추기와 같은 형태의 동영상과 특정행동 상상 시 제시된 정지영상의 두 부류로 크게 나눌 수가 있다. 동영상의 경우는 측정 시 높은 몰입감을 기대할 수 있다는 장점과 더불어 정지영상의 경우에 비해 시각적 효과가 다소 강하므로 이것이 사용자에게 따라, 순수 동작만을 상상하는 데 약간의 저해요소로 작용할 수 있다는 단점도 있다.

2) 감정유발용 시청각 자극

컴퓨터와의 상호작용 도구로 뇌파를 통해 파악된 사람의 다양한 감정상태를 활용하려는 시도는 기존의 입력도구로서는 해결하기 힘든, 뇌파가 가진 가장 큰 장점이라고 할 수 있다. 그러나 이것 역시도 인간의 감정상태를 정확히 표현해주는 범주의 구분이 어렵고, 또한 움직임의 상상과 같이 자극이 주어졌을 때 두드러지게 반응을 보이는 두피의 영역에 관한 정보가 다소 미흡하다는 점 때문에 신호 분석에 많은 어려움이 있다. 그럼에도 불구하고 많은 선진국에서는 기존에 감정상태 파악을 위해 많이 도입해오던 기능적 자기공명영상(fMRI) 기법과 병행하여 뇌파를 통해 감정을 인식하고자 하는 노력을 하고 있으며, 향후에 로봇과의 상호작용에 적용하려는 움직임을 보이고 있다. 아래에 설명하는 시청각 자극들은 감정상태를 크게 긍정(평안함/기쁨)과 부정(슬픔/스트레스)의 두 범주로 나눈 상태에서 각 범주에 어울린다고 판단되는 시청각 자극들을 선별해서 구성하였다. 이 경우, 시각 자극은 미국 CSEA에서 제공하는 IAPS에서 적당한 것을 선택하였고, 청각 자극은 음악치료 분야에서 많이 활용되는 음악으로 구성하였다. (그림 3)은 긍정상태 유발용 시각 자



(a) 평안함 (b) 기쁨/환희

(그림 3) 긍정상태 유발용 시각 자극



(a) 슬픔 (b) 스트레스

(그림 4) 부정상태 유발용 시각 자극

극의 예이다. 청각 자극으로는 Mark Isham 작곡의 “A river runs through it”과 Maskim 작곡의 “Wonderland”를 사용하였다.

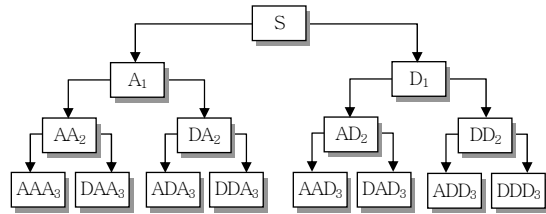
(그림 4)는 부정상태 유발용 시각 자극의 예이며, 청각 자극으로는 Gloomy Sunday OST의 “Lazlo in Gefahr”과 Itzhak Perlman 작곡의 “Theme from Schindler’s list”를 사용하였다.

언급한 시청각 자극을 기반으로 실제 뇌파를 측정할 때는, 사용자에게 시각 혹은 청각 자극만을 제시하거나, 시청각 자극을 동시에 제시하는 방법을 통해 신호를 녹음하게 된다. 다음 절에서는 이러한 절차로 채집한 뇌파신호 중 특히, 움직임 상상에 관계된 신호의 분석법에 대해서 간략히 소개하기로 한다.

3) 뇌파 신호 분석법

움직임 상상의 경우에 나타나는 대표적인 특징으로 잘 알려진 ERD/ERS를 이용한 특징추출을 소개한다. ERD는 피험자가 어떠한 동작을 행함으로써 뇌파가 억제되는 현상이며, 뮤파와 베타파 영역에서 짧은 시간에, 국소적으로 발생하는 뇌파 진폭의 감소를 말한다. 이와는 반대로 ERS는 피험자의 동작에 의해 뇌파의 진폭이 증가하는 상반된 특징이 있다. 외적인 행동 없이 나타나는 움직임의 심적인 상상은 일차운동영역(primary motor area)을 활성화시키며, 왼손이나 오른손의 움직임을 상상하는 동안 뮤파와 베타파 영역에서 ERD와 ERS를 발견할 수 있다. 뮤파와 베타파 영역에서의 ERD/ERS 현상에 관한 특징을 추출하기 위해 웨이블릿 패킷변환을 사용하였다.

웨이블릿 해석은 웨이블릿 변환의 시간-주파수



(그림 5) 웨이블릿 패킷 분석

국부성은 통계적 특성을 모르거나 시간적으로 예측하기 힘든 비정상(nonstationary) 상태의 신호해석에 유용한 방법이다. 웨이블릿 변환을 확장한 웨이블릿 패킷 변환은 이산함수에 대한 정규 직교 기저의 집합을 제공함으로써 신호의 다차원 분해를 통한 일반성을 제시하고 있다. 신호의 주파수 해석에 있어서 저주파 대역뿐만 아니라 고주파 대역 역시 QMF를 통한 연속적인 분할을 수행함으로써 신호의 처리 목적과 주파수 특성에 알맞은 최적의 기저를 찾아낼 수 있다. (그림 5)는 웨이블릿 패킷 분석의 예이다.

EEG 신호에 프레임 단위로 웨이블릿 패킷 변환을 적용하여 얻어진 웨이블릿 계수 값을 제공한 후 더해서 평균을 낸 값을 특징 파라미터로 사용하였다.

식 (1)에서 F_i^k 는 움직임을 상상을 하는 구간의 k 번째 프레임의 i 번째 계수 값, (2)에서 R 는 reference 구간 프레임의 i 번째 계수 값을 의미하며, N 은 웨이블릿 변환을 통해 얻어진 각 프레임 내에서의 웨이블릿 계수의 샘플 수이다.

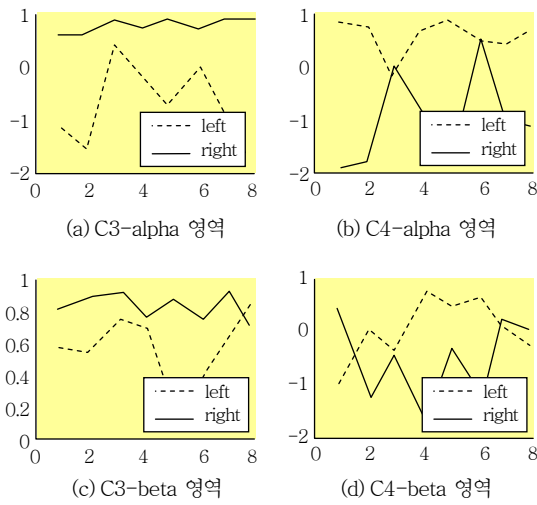
$$E_k = \sum_{i=1}^N (F_i^k)^2 \quad (1)$$

움직임을 상상하기 전 2초 동안의 참조 값을 R 이라고 할 경우, (2), (3)과 같이 특징 파라미터 P_k 를 계산한다.

$$R = \sum_{i=1}^N (R_i)^2 \quad (2)$$

$$P_k = \frac{R - E_k}{R} \quad (3)$$

(그림 6)은 C3, C4 채널의 α 파, β 파 주파수 영역에서 추출한 특징파라미터이다. 실선은 오른쪽 움직



(그림 6) 시각 자극을 주었을 때 C3/C4 채널에서의 P_k

임 상상 시, 점선은 왼쪽 움직임 상상 시의 P_k 이다. 왼손 움직임 상상 시 (그림 6)의 (a), (c)처럼 C4보다 C3에서 상대적으로 큰 값을 보인다. 이것은, 왼손의 움직임은 C4 영역과 관련이 있어 왼쪽 움직임 상상 시 C4 영역의 뇌의 활동이 활발해지고, 반대로 오른손의 움직임은 C3 영역과 관련, C3 영역의 뇌 활동이 활발해짐에 따라 왼쪽과 오른쪽 방향 상상 시 C3, C4 채널에서 구한 P_k 값은 다른 형태의 값을 가지게 된다. 즉 상상하는 반대쪽에서 P_k 가 크며, 이 결과를 이용하여 좌우 움직임 신호 구분이 가능하다.

나. 뇌파의 응용-집중력 게임

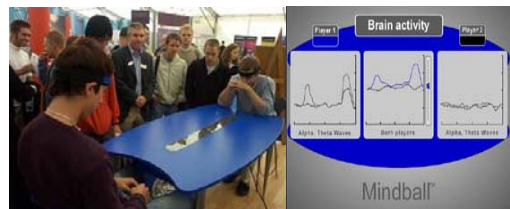
뇌파신호의 분석에는 주기가 아닌 주파수가 널리 사용되고 있다. 뇌파의 주파수는 0.5~50Hz이고, 이 이상으로 주파수가 큰 파는 여러 가지 잡음을 포함하고 있어 판별과 분석이 곤란하며 임상적으로도 의의가 없는 것으로 알려져 있다[1]. 주파수에 따른 뇌파는 <표 3>과 같이 δ 파, θ 파, α 파, β 파 등으로 분류된다.

그 중에서 α 파와 β 파는 사람의 심리적 안정과 긴장 상태와 관련이 있는 것으로 알려져 있다. α 파는 심리적 완화 상태로 눈을 감을 때 발생하며 10~

<표 3> 뇌파의 주파수 영역

뇌파	
δ (delta)	0.5~3Hz
θ (theta)	4~7Hz \uparrow slow wave
α (alpha)	8~13Hz
β (beta)	14~30Hz \downarrow fast wave
γ (gamma)	30Hz 이상

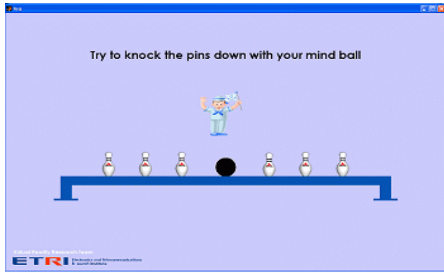
50 μ V의 크기로 이루어진다. 반면에 β 파는 경계, 각성, 문제풀이, 집중할 때 발생하며 파형이 빠르면서도 크기가 작은 특성을 가지고 있다. 그러므로 사용자에게 대하여 이들 밴드에서의 뇌파를 분석하면 사용자가 집중하고 있는 상태인지 아닌지를 파악할 수 있다. 스웨덴의 Interactive Institute에서는 이러한 뇌파의 특성을 이용하여 ‘마인드 볼’이라는 집중력 게임 시스템을 개발하였다. (그림 7)은 마인드 볼 시스템의 운용 장면으로 두 사람이 앉아서 서로 집중력을 겨루므로써 탁자 위에 있는 볼을 굴리는 게임 모습과 이 때 두 사람의 뇌파를 분석하고 있는 모습을 나타내고 있다.



(그림 7) 집중력 게임: 마인드 볼

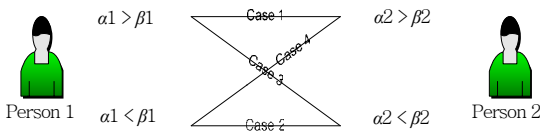
본 연구기관에서도 뇌파의 응용 시스템으로 사용자의 α 파와 β 파를 분석하여 집중력을 계산함으로써 운용할 수 있는 집중력 게임을 개발하였다. 게임 방식은 두 명의 사용자가 뇌파를 얻는 센서를 전두엽에 부착하고 모니터 화면에 나타나는 볼링 공을 집중하면 서로의 집중력의 크기에 의해서 상대방 쪽으로 볼링 공을 굴려 볼링 핀을 넘어뜨리게 함으로써 게임이 진행된다(그림 8) 참조.

뇌파를 통하여 집중력을 계산하기 위해서는 각 사용자에게 대하여 α 밴드와 β 밴드에서의 파워 값을 구한 다음 이들 값들을 실시간으로 서로 비교하면 계



(그림 8) 집중력 게임: 볼링

임을 할 수 있다. (그림 9)는 게임 운용 방식을 나타낸다. 그림의 case1은 둘 다 산만한 상태를 나타내고, case2는 둘 다 집중하고 있는 상태이므로 두 사람의 집중력을 비교하여 볼링 공을 움직이게 한다. Case3의 왼쪽 사람은 산만한 상태로 오른쪽 사람은 집중하고 있는 상태이므로 볼링 공은 오른쪽에서 왼쪽으로 구르며 왼쪽편의 볼링 핀을 넘어뜨리게 한다. Case4는 왼쪽 사람은 집중하고 오른쪽 사람은 산만한 상태이므로 볼링 공을 오른쪽으로 구르게 한다.



(그림 9) 게임 운용 방식

(그림 10)은 구현된 시스템으로부터 집중력에 의한 볼링 게임을 하고 있는 모습이다.

본 연구기관에서 개발한 집중력 게임(볼링)은 이마의 전두엽 부위에서 실시간으로 뇌파를 얻고 α 밴드와 β 밴드에서의 파워 값을 계산하고 이를 비교하



(그림 10) 집중력 게임(볼링) 운용 장면

여 운용하는 방식으로 진행된다. 이는 손과 발을 사용하지 않고 오로지 뇌파 분석에 의해서 운용되기 때문에 일반인뿐만 아니라 정보통신 서비스를 접하기 어려운 장애인에게 흥미를 유발하여 유용하게 사용될 것으로 기대된다.

2. 근전도 기반 HCI 시스템 개발

가. 근전도 신호의 획득

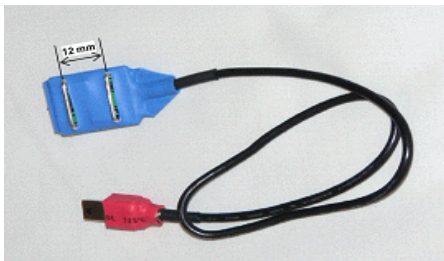
근육 수축 시 발생하는 근전도 신호는 근육의 중심에 가까운 피부에 근전도 센서를 장착하여 측정할 수 있으며 신호의 강도는 근육의 중심부근이 가장 크다. 따라서 특정 움직임에 관계되는 근육의 위치를 해부학적 지식을 이용하여 파악하고 그 근육의 중심에 가장 가까운 부위에 센서를 부착하고 신호를 획득하고자 하였다.

본 연구에서는 사지마비 장애인을 위한 HCI 및 모바일 환경에서 HCI 기술 개발을 목표로 두어 사지마비 장애인들이 활용 가능한 동작을 근거로 하여 착용이 편리한 위치와 근전도 획득에 필요한 근육을 선정하였다. 사지마비 장애인들이 사용 가능한 동작은 이마 찌푸림, 입의 움직임, 턱의 움직임, 눈의 깜빡임, 이물기 등일 것이다. 이러한 동작들 중 이물기 동작은 외부로 잘 드러나지 않으면서 직관적으로 좌우를 구분할 수 있는 좌, 우측 이물기 동작이 가능하기 때문에 이물기 동작이 우선적으로 고려되었다. 이물기에 관계되는 근육은 깨물근(masseter muscle)과 관자근(temporalis muscle)이 대표적이다. 깨물근은 턱주위에 위치하고 있으며 이물기에 주도적인 역할을 하고 있다. 그러나, HCI 관점에서는 근전도 획득 위치가 외관상 적절치 못하며 근전도 획득을 위한 전극을 부착하기에는 어려움이 있다. 반면 관자근은 이물기에 주도적인 역할을 하는 근육은 아니지만 이물기에 의해 충분히 활성화되며 이마 부근에 위치하고 있기 때문에 외관상으로는 전극을 부착하기에 적절하다.

개인차는 있으나 대부분의 경우 관자근의 움직임에 의한 근전도 신호는 양쪽눈썹 끝에서 귀쪽으로

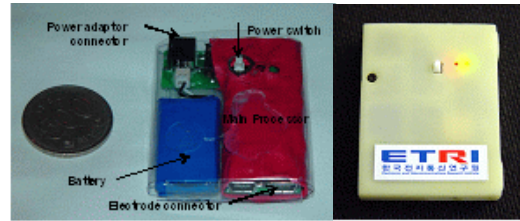
1cm, 머리 끝에서 1cm 정도에서 잘 획득된다. 따라서 헤드밴드형이나 모자형으로 센서를 지지하고 이를 착용하면 손쉬운 센서의 탈부착이 가능하게 되어, 보다 실용적으로 이물기 동작을 정보기기로의 입력 수단으로 사용할 수 있게 된다. 본 연구에서는 근전도 신호를 감지하여 증폭하기 위하여 증폭비 1000배 이상, 주파수 대역이 500Hz, S/N 비율이 30dB 이상인 능동형 근전도 센서를 제작하였다. 본 연구에서의 능동형 근전도 센서의 외관은 (그림 11)과 같다.

(그림 11)의 근전도 센서는 차등증폭을 이용하여 전극이 배열된 방향으로의 전위차만을 증폭한다. 차등증폭 방식을 이용하면 근육의 길이 방향으로의 전위차만을 증폭하기 때문에 뇌파나 안전도는 각 전극에서 비슷한 전위를 가져 서로 상쇄되어 뇌파, 안전도와 같은 근전도 이외의 생체 전위와 전기잡음의 증폭을 최대한 억제한다. 또한 본 연구에서의 근전도 센서는 부착하기 위한 젤이나 테이프가 필요 없도록 건식타입으로 제작되었다.



(그림 11) 근전도 획득을 위해 개발된 센서 외관

근전도 센서로부터 획득되어 증폭된 신호는 처리 과정을 거쳐 컴퓨터로 전송되어야 한다. (그림 12)는 신호 전송부의 외관으로서 신호 전송부의 센서 연결단자는 미니 USB 형태로 되어 있으며, 이 단자를 통해 센서에 필요한 전원이 공급되고 센서로부터의 근전도 신호가 신호 전송부로 전달된다. 이때 센서 및 데이터 전송을 위한 전원공급은 3.7V(180 mAh)의 리튬이온 배터리를 이용하였으며 배터리는 외부전원 입력단자를 통해 충전이 가능하도록 설계하였다. 신호 전송부에는 근전도 센서가 최대 4개까



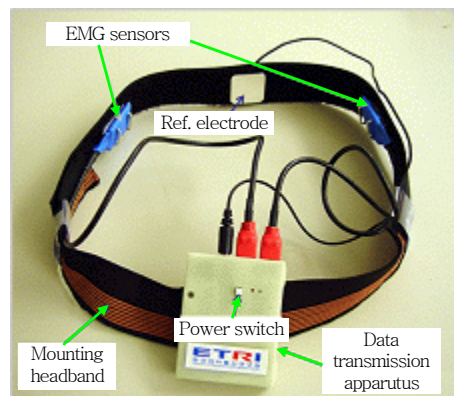
(a) 덮개를 덮기 전 (b) 덮개를 덮은 후

(그림 12) 근전도 신호 전송부의 외관

지 연결될 수 있으며 참고전극 연결을 위한 별도의 단자가 포함되었다. 무선전송에는 블루투스칩(LG 이노텍의 BlueCore02)을 사용하였으며, 샘플링은 1kHz, 12bit, 데이터 전송 시의 시간지연은 10ms이내, 송수신반경은 10m 이내이다.

완성된 근전도 센서 및 신호 전송부는 근전도 신호 획득을 위해 사용자에게 착용된다. (그림 13)은 근전도 센서, 참고전극, 신호 전송부가 결합된 헤드밴드형 근전도 획득장치의 외관이다. 근전도 센서는 양쪽 관자놀이 위치에 놓이게 하였고 접지전극은 이마 중앙에 놓이도록 하였다. 센서를 밴드부에 부착시키기 위하여 센서 뒷면과 밴드가 이마에 닿는 곳에는 벨크로 테이프를 이용하였다.

관자근이 활성화 되면서 획득된 근전도 신호는 블루투스 무선통신 프로토콜을 통해 컴퓨터로 전송된다. 이때의 전송된 신호를 컴퓨터에서 수신하기 위하여 블루투스 USB dongle이 사용되었다. 본 연구

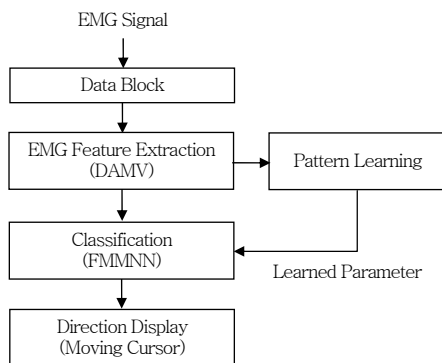


(그림 13) 근전도센서 및 무선전송부를 포함하는 헤드밴드형 근전도 신호 획득장치의 외관

에서 사용된 블루투스 USB dongle은 시리얼통신을 지원하며 본 연구에서도 시리얼통신을 통해 데이터를 획득하였다.

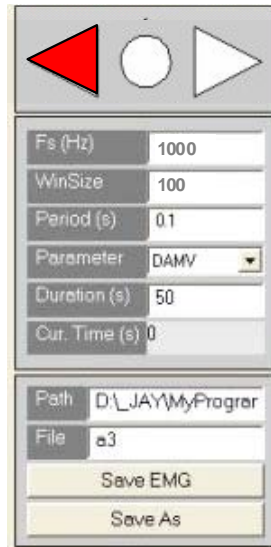
나. 근전도 신호 인식/학습 시스템

USB dongle이 장착된 노트북 PC로 전송된 근전도 신호로부터 블록화되어 각 신호 입력 채널별로 특징 값이 구해진다. 그리고 각 특징 값으로부터 패턴을 학습하고 인식하게 된다. (그림 14)는 근전도 신호를 분석하는 각 과정을 나타낸 것으로서 그림에는 근전도 신호를 적절한 데이터 블록으로 나누는 과정, 각 블록에서의 근전도 신호 특징을 추출하는 과정, 추출된 특징을 이용하여 패턴을 학습하는 과정, 학습된 인자를 이용하여 새로운 입력에 대한 패턴을 분류하는 과정 등이 포함되어 있다. 그림의 근전도 패턴 인식 과정을 통해 좌측 또는 우측 치아를 무는 동작과 양쪽 치아를 동시에 무는 동작을 구분한다.



(그림 14) 근전도 패턴 인식 과정의 개요

본 연구에서는 지도학습방법을 사용하였기 때문에 임의의 패턴을 지시하고 이에 일치된 근전도 신호를 획득해야 한다. 패턴을 지시하고 이에 따른 근전도 신호를 획득하기 위해 (그림 15)와 같은 데이터 획득용 GUI를 작성하였다. 그림의 상단부의 도형에서 중앙의 원이 빨간색이면 아무런 동작을 하지 않고, 왼쪽/오른쪽 삼각형 색깔이 빨간색으로 바뀌면 좌측/우측 치아 무는 동작을 수행해야 하며, 양쪽 삼각형의 색깔이 빨간색으로 바뀌면 양쪽 치



(그림 15) 지시 동작에 따른 근전도 데이터 획득을 위한 프로그램 GUI

아를 동시에 무는 동작을 수행해야 한다. 보통 지시에 따라 동작을 수행하는 데에는 0.5초 미만의 시간이 걸리기 때문에 색깔이 바뀐 뒤 0.5초 정도의 데이터는 패턴 학습에 사용하지 않는다. (그림 15)의 Fs, WinSize, Duration 등은 각각 샘플링 주파수, 데이터 블록의 크기, 전체 데이터 획득 시간 등을 나타낸다.

획득한 데이터는 특징을 추출하여 패턴 학습기에 입력된다. 본 연구에서는 기존에 널리 알려진 특징들을 이용하였으며, 이 때 사용한 특징은 다음과 같다[1].

- 절대차분평균치(DAMV): 근전도 신호의 절대차분 평균을 나타내는 특징으로써, 일정시간 동안의 신호의 절대값을 적분한 것이며 (4)와 같이 정의된다.

$$DAMV = \frac{1}{N-1} \sum_{i=2}^N |x(i) - x(i-1)| \quad (4)$$

여기에서 x 는 측정된 근전도 신호이며, i 는 샘플의 순서, N 은 샘플의 수를 나타낸다.

각 특징 값은 100개의 블록별로 한 개의 값이 구해지며 각 채널 값들의 특징 값을 한 개의 벡터로 구

성하여 특징 벡터로 사용하였다. 이때 데이터 블록 길이를 100개로 정한 것은 100ms 정도에서의 근전도 신호는 통계적으로 정상적(stationary)이라는 가정[1]으로부터 기인한 것이다. 물론 데이터 블록의 길이를 더 늘이거나 다소 줄일 수 있다.

한편 본 연구에서의 패턴 학습을 위한 방법은 퍼지 최대-최소 신경 회로망[9]을 선택하였다. 퍼지 최대-최소 신경 회로망(FMMNN)은 지도 학습(supervised learning) 신경 회로망 패턴 분류기이다. 각 클래스는 퍼지 집합으로 표현되는 초상자(hyperbox)의 합집합에 의해 표현되며 초상자는 n차의 최대-최소값에 의하여 결정된다. FMMNN은 비선형 분리(nonlinear separability)가 가능하고 클래스의 중복(overlapping classes) 기능을 가졌다. 학습 시 사용한 민감도 계수(sensitivity parameter)는 얼마나 급하게 소속 함수가 감소해 갈 것인가를 결정하는 상수이며 3를 사용하였다. 각 클래스의 초

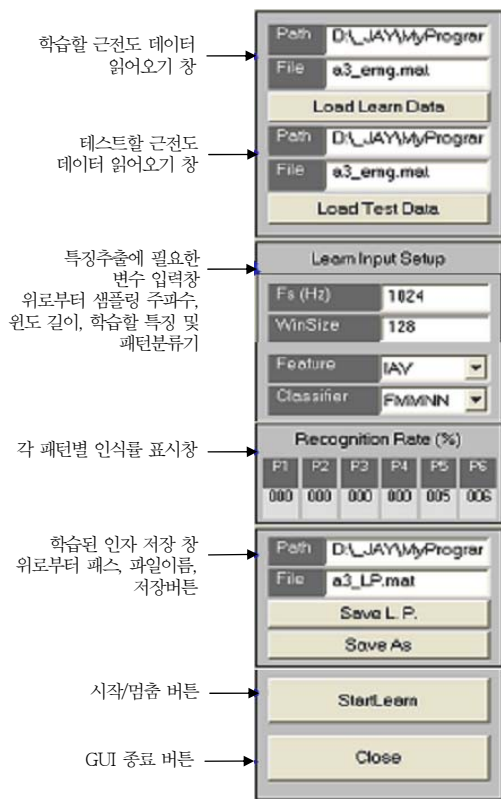
상자 개수는 200개로 제한하였으며 초상자의 증가 정도는 0.1로 하였다.

패턴 분류기의 파라미터 학습 및 저장은 (그림 16)과 같은 GUI를 통해 이루어졌다. 획득된 근전도 파일로부터 주어진 패턴과의 일치도를 계산하여 인식률을 화면에 표시하도록 하였다.

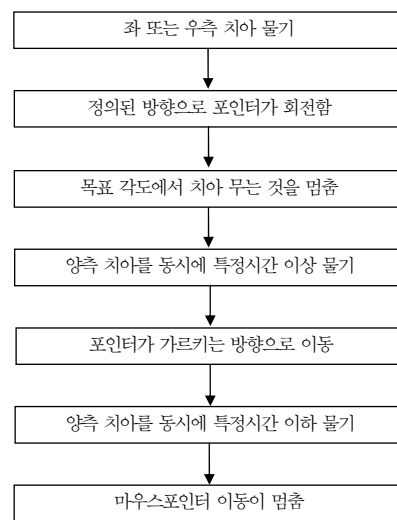
다. 응용 시스템 및 실험 결과

앞서 설명한 방법에 의해 획득된 근전도 신호로부터 쉼, 좌측 치아 물기, 우측 치아 물기, 양측 치아 물기 동작을 각각 구분할 수 있다. 이와 같은 4가지 기본 패턴으로부터 마우스포인터를 제어하기 위하여 (그림 17)과 같은 방법을 고안하였다.

이물기를 이용하여 마우스의 위치를 제어하고자 하는 경우, 기존에는 상하좌우로 움직이는 방법 [10]이 사용되었다. 예를 들어 마우스포인터를 아래쪽으로 이동시키기 위해서 좌측 치아 두 번 연달아 물기 동작을 이용하는 등의 방법이 이용되었다. 즉, 이물기 동작의 기본 패턴을 조합으로 이용하여 마우스포인터를 상하좌우로 이동하였다. 그러나 이 방법은 사용상의 직관성이 떨어지고 두 번 연달아 물기 동작이 쉽지 않고 인식상의 오류 횟수가 많아 마우스포인터 위치 제어에 이용하는 데에는 한계가



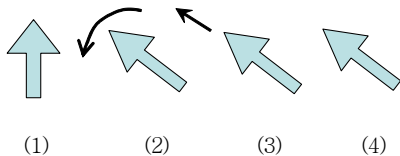
(그림 16) 패턴 학습을 위한 프로그램 GUI



(그림 17) 이동각 제어방식에 의한 마우스포인터 조작방법

있었다. 이와 같이 제한된 이물기 패턴을 이용하는 경우에는 다음과 같은 ‘이동각 제어’ 방식의 마우스 포인터 위치 제어 방법을 고려할 수 있다. 즉 어느 한쪽 부분의 치아를 무는 것에 따라 마우스 포인터의 이동할 방향을 시계방향 또는 반시계방향으로 회전하면서 결정한다. 그리고 양측 치아를 동시에 물어 결정된 방향으로 마우스포인터를 이동시킨다. 이때 양측 치아를 동시에 무는 시간에 따라 포인터의 이동과 멈춤을 조작한다.

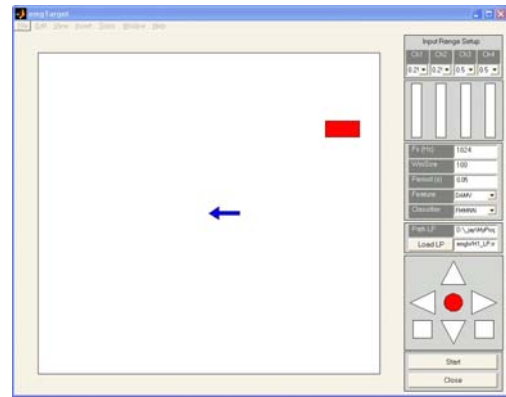
한편 (그림 18)은 (그림 17)에서의 마우스 포인터 위치 제어의 예를 도식화 한 것이다. 예를 들어 우측 치아를 물면 포인터가 시계방향으로 회전하게 되고 원하는 각도에서 우측 치아 무는 것을 중단하여 포인터의 회전 작동을 멈춘다. 그 다음 양측 치아를 동시에 약 0.5초 이상 물었다가 물지 않게 되면 포인터가 가리키는 방향으로 포인터가 이동하게 된다. 원하는 위치로 포인터가 이동하면 양측 치아를 동시에 짧게 한 번 물었다가 쉬어 포인터 이동을 멈춘다. 또한 포인터가 이동중인 경우에 한쪽 치아를 물게 되면 포인터가 정해진 방향으로 회전하면서 이동하게 된다. 그리고 이때 다시 다른 쪽 방향의 치아를 물게 되면 회전은 멈추고 전진하여 이동하게 된다.



(그림 18) 이동각 제어방식에 의한 마우스포인터 조작 예

아이콘의 선택이나 실행은 한쪽 방향으로의 이물기를 특정 시간 이상 했을 때 동작하게 하거나 연달아 물게 하는 식의 방법으로 수행하게 할 수 있다. 이때 포인터가 멈춘 상태에서 좌 또는 우측 무는 동작만으로는 포인터가 이동하지 않기 때문에 이물기를 연달아 수행할 때 잘못 인식되어 포인터가 의도하지 않은 방향으로 이동했던 기존의 상하좌우 이동 제어 방식에 비해 포인터 조작의 오류를 줄일 수 있다.

한편 (그림 19)는 본 연구에서의 마우스포인터 조작 방법의 비교평가를 위한 프로그램 GUI이다.



(그림 19) 본 연구에서의 마우스 인터페이스 사용성 평가를 위한 프로그램 GUI

본 프로그램을 이용하여 왼쪽 화면상에 표시된 사각형으로 마우스포인터를 이동하고, 선택(마우스 왼쪽 버튼)을 하면 임의의 위치로 사각형이 이동하며 이와 같은 동일 작업을 100번 정도 반복하여 한번 작업 수행 시의 평균 시간을 비교하였다. 비교 시험은 국립재활병원의 도움을 받아 1명의 사지마비 장애인과 1명의 비장애인을 대상으로 이루어졌다. 장애인의 경우에는 1시간 미만의 인터페이스 시제품 사용 후 평가가 이루어졌다.

마우스작업에 능숙한 비장애인이 일반 마우스를 이용하는 경우, 사각형으로 포인터를 이동시키고 선택하는 데 걸리는 시간은 평균 1.07초, 키패드를 이용한 경우에는 평균 4.09초였다. 또한 장애인과 비장애인의 경우, 본 연구에서의 근전도 기반 마우스 인터페이스를 사용할 때 사각형으로 포인터를 이동시키고 선택하는 데 걸리는 시간은 평균 7.67초 정도였다. 추후 보다 많은 피험자에 의한 실험이 필요하겠지만 본 연구에서의 방법이 기존의 마우스를 이용하는 방법에 비해 사용성이 약 1/7 수준인 것을 확인할 수 있었다. 만일 마우스 포인터의 회전각도 간격, 이동간격 등의 최적화 작업이 이루어지고 본 연구에서의 마우스 인터페이스에 적응을 오래 한다면 이보다 사용효율을 더욱 증대시킬 수 있을 것이다.

한편 지금까지 설명한 마우스 제어방법은 휠체어 구동에도 동일하게 적용할 수 있다. (그림 20)은 본



(그림 20) 본 연구에서 구현된 휠체어 인터페이스 사용 예

연구에서 구성된 이물기를 이용한 휠체어 인터페이스의 적용 예이다. 좌 또는 우 이물기에 의해 휠체어의 이동 방향을 설정하거나 양측 이물기를 수행하여 휠체어를 설정된 방향으로 이동시킬 수 있다. 휠체어 제어를 위한 근전도 신호는 노트북 상에서 처리되어 휠체어의 조이스틱 입력부에 설정된 전압을 가하게 되면 휠체어를 조이스틱 대신 제어할 수 있게 된다.

IV. 정리

본 논문에서는 생체신호 기반의 HCI 기술 개발의 국내외 동향을 살펴보고, 특히 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 실제로 의료 현장에서의 필드 테스트를 거쳐 실제 적용이 가능함을 보였다.

근전도는 현재의 마우스나 포인팅 디바이스 역할을 대체할 수 있는 수준의 실시간성과 인식률을 보여 실제 윈도를 제어하여 인터넷 서핑을 할 수 있는

수준으로 안정화시켜 나가고 있다. 또한, 사용자마다 다른 신체적 특징에 따라 인식률이 다소 차이를 보여 범용성을 확보하는 데 애로점이 발생하였으나 이를 보완하기 위해 개인용 학습 프로그램을 마련하여 1~2분 정도의 훈련을 통해 자신의 인터페이스로 개인화 할 수 있도록 하였다.

뇌파 신호는 신호의 재현성을 확보하기가 매우 어려웠으나, 시청각 자극을 적극 활용하여 실제 적용 가능성을 보였다. 앞으로는 현재까지 개발된 시제품과 기술을 점검하여 잡음에 강인한 알고리즘으로 개선하여 안정적인 인식률을 확보하는 한편, 실 수요자에게 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 진행시켜 나갈 것이다.

약어 정리

ABI	Adaptive Brain Interface
ANNIE	Application of Neural Networks for Industries in Europe
BCI	Brain-Computer Interface
CSEA	Center for the Study of Emotion and Attention
DAMV	Difference Absolute Mean Value
DOF	Degree of Freedom
ERS	Event-Related Synchronization
ESPRIT	European Strategic Program for Research and development in Information Technology
FMMNN	Fuzzy Min-Max Neural Network
GUI	Graphic User Interface
HCI	Human-Computer Interface
HFSP	Human Frontier Science Program
IAPS	International Affective Picture System
ICA	Independent Component Analysis
QMF	Quadrature Mirror Filter

참 고 문 헌

- [1] 박상희, 생체신호처리 및 응용, 에드텍, 1999.
- [2] D. Graupe and W.K. Cline, "Functional Separation of EMG Signals via ARMA Identification Methods for Prosthesis Control Purposes," *IEEE TR. On Systems, Man, and Cybernetics*, Vol.SMC-5, No.2, Mar. 1975, pp.252-259.
- [3] R.W. Wirta, D.R. Taylor, and F.R. Finely, "Pattern Recognition Arm Prosthesis: A Historical Perspective-A Final Report," *Bull. Prosthesis, Res.*, June 1982, pp.403-409.
- [4] S.P. Lee, J.S. Kim, and S.H. Park, "An Enhanced Feature Extraction Algorithm for EMG Pattern Classification," *IEEE Tr. On Rehab. Eng.*, Vol.4, No.4, Dec. 1996, pp.439-443.
- [5] A. Hiraiwa, N. Uchida, N. Sonehara, and K. Shimohara "EMG Pattern Recognition by Neural Networks for Prosthetic Fingers Control Cyber Finger," *Proc. of the Second Int'l Symp. on Measurement and Control in Robotics*, 1992, pp.535-542.
- [6] R. Rosenberg, "The Biofeedback Pointer: EMG Control of a Two Dimensional Pointer," *Second Int'l Symp. on Wearable Computers*, 1998, pp.162-163.
- [7] T. Tsuji, O. Fukuda, M. Murakami, and M. Kaneko, "An EMG Controlled Pointing Device Using a Neural Network," *Transactions of the Society of Instrument and Control Engineers*, Vol.37, No.5, 2001, pp.425-431.
- [8] Y.H. Tarng, G.C. Chang, J.S. Lai, and T.S. Kuo, "Design of the Human/Computer Interface for Human with Disability Using Myoelectric Signal Control," *Proc. of the 19th Annual Int'l Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol.5, 1997, pp.1909-1910.
- [9] P.K. Simpson, "Fuzzy Min-Max Neural Networks-Part 1: Classification," *IEEE Trans. On Neural Networks*, Vol.3, No.5, 1992, pp.776-786.
- [10] H. Jeong, J.S. Kim, and J.H. Choi, "A Study of an EMG-controlled HCI Method by Clenching Teeth," *Lecture Notes in Computer Science 3101*, 2004, pp.163-170.