

중증 장애인을 위한 생활환경 제어장치 개발에 관한 연구

임동철 · 이행세 · 홍석교 · 이일영*

아주대학교 전자공학부, 아주대학교 재활의학과*

(2003년 6월 19일 접수, 2003년 10월 14일 채택)

A Study on Development of ECS for Severly Handicaped

Dong Choel Lim, Haing Sei Lee, Seok Kyo Hong, Il Yung Lee*

(Received June 19, 2003. Accepted October 14, 2003)

요약: 본 논문은 음성기반 생활환경 제어장치(Enviropermet Control System: ECS)의 개발과 적용에 대해 다룬다. 구체적으로 개발 내용은 음성인식을 통한 생활환경의 제어 장치와 음성 지원 이동형 휠체어 리프트 제어장치를 구현하였다. 구현된 시스템은 경수 손상 사지마비 환자에게 적용되었고 활용의 문제점과 장치의 사용이 장애인 및 가족에게 미치는 신체적 정신적 영향을 평가 고찰하였다.

음성 인식 시스템은 HMM기반 실시간 음성 인식 시스템을 구성하였고 임상의 적용을 평가하기 위하여 가전 기구를 제어하도록 간략화된 음성인식 모듈을 구현하여 54세 남자로 완전 제 4 경수 손상을 대상으로 1주간 관찰하였다. 그리고 설문 조사를 통하여 Beck 우울 척도와 오락 및 사회적 관계성의 변화를 평가하였다. 또한 음성 지원 이동형 휠체어 리프트의 전동기 구동 제어 장치를 개발하고 구조 역학 해석을 통해 기계적 안정성을 평가하고 시제품을 제작 성능 시험을 하였다.

시스템의 실험 결과 95%이상의 인식률을 나타내었다. 설문조사 결과 장애인의 장치에 대한 만족도는 높은 편이고 간호의존도와 사회적 관계성의 증진을 확인할 수 있었다. 이에 더불어 간병인의 부담과 우울 경향의 감소가 있었다. 또한 음성 지원 이동형 휠체어 리프트는 구조 해석 결과, 상단 휠체어 바퀴 지지대의 재료로서의 피로 수명이 우수하고 무게 중심 이동이 안정성을 가짐을 확인하였다.

본 논문은 실시간 음성 인식 시스템과 이동형 휠체어 리프트를 이용한 장애자를 위한 생활환경 제어장치 구성의 한 예를 제시하였고, 실험을 통하여 실시간 음성인식의 중요한 활용 분야인 재활 의학 분야에서 한국형 생활환경 제어장치의 개발의 필요성을 확인하였으며 상용화를 모색의 발판이 될 것이다.

Abstract: In this paper, we present a speech-based Environmental Control System(ECS) and its application. In the concrete, an ECS using the speech recognition and an portable wheelchair lift control system with the speech synthesis are developed through the simulation and the embodiment. The developed system apply to quadriplegic man and we evaluate the result of physical effect and of mental effect.

Speech recognition system is constructed by real time modules using HMM model. For the clinical application of the device, we investigate the result applied to 54-years old quadriplegic man during a week through the questionnaires of Beck Depression Inventory and of Activity Pattern Indicator. Also the motor drive control system of potable wheelchair lift is implemented and the mechanical durability is tested by structural analysis.

Speech recognition rate results in over 95% through the experiment. The result of the questionnaires shows higher satisfaction and lower nursing loads. In addition, the depression tendency of the subject were decreased. The potable wheelchair lift shows good fatigue life-cycle as the material supporting the upper wheelchair and shows the centroid mobility of safety.

In this paper we present an example of ECS which consists of real-time speech recognition system and potable wheelchair lift. Also the experiments shows needs of the ECS for korean environments. This study will be the base of a commercial use.

서 론

장애자를 위한 생활환경 제어 장치란 상부 경추 손상, 뇌손상, 근육 질환 등 여러 가지 원인으로 인하여 사지의 기능을 상실한 중증 장애자들이 일상생활을 영위함에 있어 다소라도 자기 자신이 스스로 할 수 있도록 하기 위하여 개발된 장치이다. 처음 시도된 생활환경 제어 장치는 1950년 Stoke Mandeville Hospital에서 제작된 Possum(Patient Operated Selector Mechanism)이었는데 중증 소아마비 환자를 대상으로

<속보논문>

본 연구는 아주대학교 특별연구비 지원에 의하여 수행되었음.
연구에 도움을 주신 민대훈, 오문식, 임재용, 양정인 씨께 감사의 뜻을 전합니다.

통신저자: 임동철, (442-749) 수원시 팔달구 원천동 산 5번지
아주대학교 전자공학부 부호인지실팀실

Tel. 031)219-2376, Fax. 031)212-9531

E-mail. thedove@hanmail.net

한 것으로 이후 뇌성마비 환자에게도 사용 되었다. 1970년 Copeland 등에 의해 손의 기능이 어느 정도 남아있는 사지마비 환자가 텔레비전, 라디오, 방문 여닫기, 인턴폰 등 간단한 생활 도구를 작동 시킬 수 있도록 한 기계적 스위치형의 장치가 상용화되었다. 1980년 이 후 가정 자동화(H/A ; Home Automation)의 발전을 바탕으로 많은 생활환경 제어 장치가 상용화 되었다.

현재 사용되거나 상용화 된 장애자를 위한 생활환경 제어 장치는 입력 매체에 따라 몇 가지 종류로 나뉘어 질 수 있으며 다양한 제어대상과 연결 될 수 있다. 입력 매체에 따라 분류하면 호흡기 형(Pneumatic type), 턱(Chin-switch)의 압력, 혀 및 이의 압력(Intra oral type), 그리고 안구의 움직임(Ocular type), 음성 제어(Voice-control type)등이 있다[1]. 장애자의 제어 대상으로는 가전기기, 로봇 핸드, 휠체어 콘트롤, 전동 침대, 문(door), 창문기타 복합형이 있다. 입력 매체에 따른 분류에서 볼 수 있듯이 장애자를 위한 생활환경 제어 장치는 입력 매체에 따라 대상 환자가 제한 되게 된다. 예를 들어 기계적인 운동을 요구하는 입력 매체들은 확실한 지시성을 가지나 대상 환자의 폭을 제한하게 된다. 반면에 간접적인 호흡기 형과 안구 움직임, 음성 등의 매체는 지시성이 떨어지는 반면 여러 가지 장점을 가진다.

제한한 음성기반 생활환경 제어 시스템은 장치로서의 접근이 가장 쉽고 다양한 제어가 가능하며 이후 문서 작성, 통신, 컴퓨터, 기계 제어 등의 이용과의 접목에 있어 훨씬 유리하여 이에 대한 연구 가치가 높다[2]. 또한 국내에서는 생활환경 제어 장치로 상품화된 모델이 없으며 현재 장애인의 사회 경제적 여건상 고가의 외국 상품을 수입하여 사용하기에도 곤란한 실정이다. 그러므로 외국의 상품에 비해 기능의 제한이 있더라도 우리나라 실정에 맞는 저렴한 생활환경 제어 장치의 개발이 절실히 필요하다.

본 논문의 목적은 음성 기반의 제어로 사지마비 장애인이 간단한 동작을 장애인 스스로 할 수 있도록 돕는 한국형 생활환경 제어 장치를 개발하는데 있으며 테스트를 통해 제작한 시스템의 성능을 평가하고 사지마비 장애인에게 직접 적용하여 설문지를 통해 제작한 생활환경 제어장치가 장애인 및 가족에게 미치는 신체적 정신적 영향을 분석하여 만족도 및 활용상의 문제점을 고찰하며 평가하는데 있다.

2장에서는 음성인식 시스템의 구성을 설명하고 3장에서는 이동형 휠체어 리프트 제어장치의 구성과 동작에 대해 설명하고 4장에서는 임상 적용된 실험과 결과를 예시하고 5장에서는

고찰을 통하여 결론을 맺는다.

음성인식시스템

1. 음성 인식 시스템의 개요

음성인식 시스템은 음성 신호로부터 음성의 특징벡터를 검출하고 기준이 되는 특징 벡터와 유사도를 판단하는 패턴인식 방법으로 구성된다. 음성의 특징 벡터 추출 방법은 선형 예측법에 의한 LPC계수와 인간의 귀의 비선형성을 반영한 PLP 방법 그리고 멜 스케일과 주파수 영역의 지수적 푸리에 변환을 이용한 멜 캡스트럼 방법이 주로 사용되어 지고 있다. 이중 가장 뛰어난 성능을 나타내는 것은 멜 캡스트럼 방법이며 각각의 방법의 강조점이 틀린 점을 이용하여 혼합하여 사용하기도 한다. 패턴 인식 기법은 DTW(Dynamic Time Warp), HMM(Hidden Markov Model)등의 방법이 주로 사용된다. 이외에도 연구되고 있는 방법은 NN(Neural Network)방법이 있다. DTW은 음성의 시간적 비선형적 특성을 포함한 차이를 보상하면서 두 음성사이의 유사도를 측정하는 방법이다. 이 방법은 알고리즘의 구현이 쉽고 학습의 편이성 등에 장점이 있어 작은 시스템에 많이 사용되나 음성의 끝점 검출에 민감하고 특징 벡터의 통계적 특성을 반영하지 못하므로 HMM에 비해 떨어지는 성능을 나타내게 된다. HMM은 학습과정을 통하여 음성의 통계적 특성을 반영하게 되어 DTW보다 뛰어난 인식 성능을 나타낸다. HMM의 단점은 알고리즘의 복잡성으로 구현에 어려움이 있으며 학습에 DTW보다 많은 시간이 소요된다. 현재 HMM은 가장 좋은 성능을 나타내고 있다.

2. 시스템의 구성

본 논문에서 사용된 음성 인식 시스템은 인식 성능의 향상을 위하여 HMM을 이용하였고 특징 계수는 멜 캡스트럼을 사용하였다.

벡터 양자화와 확률적 모델을 바탕으로 한 HMM을 이용하여 구성한 것으로 그림 1과 같다. 음성 데이터는 11.025 kHz로 샘플링하고 16 비트로 양자화 한 후 끝점 검출기를 통해서 음성 구간을 검출하게 된다. 검출된 음성의 멜캡스트럼 계수를 특징벡터로 학습부와 인식부에 사용하게 된다[3,11].

학습부에서는 멜 캡스트럼 특징벡터를 벡터 양자화하여 코드북을 생성하고 생성된 코드북 색인열(관측 심벌)을 사용하여 각 단어별 HMM의 확률 파라미터를 추정한다. 인식부에서는 학습되어 구성된 HMM 참조 패턴들과 벡터 양자화에서 생성

표 1. 입력 매체의 장, 단점 비교

Table 1. Comparison of input media

입력 매체	장점	단점
턱의 압력	조작 실수외의 오동작이 없다.	턱의 움직임이 가능해야 한다.
혀 및 이의 압력		구강내에 조작부가 들어간다.
안구의 움직임	별다른 부착물이 없다.	환자의 시야를 가린다.
음성	환자의 수용가능 폭이 넓다.	조작 상태와 비조작 상태의 구별이필요하다.

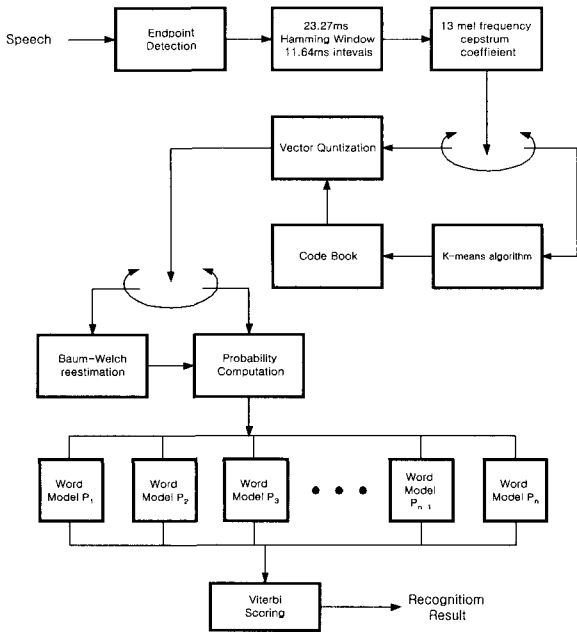


그림 1. 음성인식부의 블록도
Fig. 1. Block diagram of speech recognition part

된 코드북과 임의의 입력 음성 데이터 사용하여 코드북 색인열을 구한 후 코드북 색인열을 인식 알고리즘으로 패턴 비교하여 인식 결과를 PC의 모니터와 RS-232포트를 통해서 V25 제어 보드에 전달하게 된다. V25 제어 보드에서는 전달받은 신호에 따라 제어 대상을 제어한다. 각 블록의 구성은 다음 절에 소개한다.

1) 음성의 끝점 검출

끝점 검출은 입력 신호로부터 인식에 필요한 음성과 필요 없는 음성 그리고 잡음을 구분하는 과정이다. 끝점 검출은 특히 고립 단어 인식시스템에서 중요한 요소로서 인식률에 커다란 영향을 미친다. 끝점 검출에 사용된 파라미터는 단구간 에너지와 단구간 영교차률(ZCR)을 이용하였다. 무성음의 경우 거의 잡음 수준의 에너지를 가지고 있기 때문에 에너지만으로는 구분이 불가능하다. 그러나 무성음 구간은 많은 떨림이 있기 때문에 영교차률을 이용하면 무성음 구간을 구별해 낼 수 있다. 본 시스템에 사용된 단구간 에너지를 구하는 식은 아래 나타내었다.

$$E_s(m) = \sum_{n=m-N+1}^m \{s(n)w(m-n)\}^2, \quad (1)$$

if $-580 < s(n) < 580$ $s(n) = s(n) \times 0.005$.
 others $s(n) = s(n)$.

2) 음성의 특징 추출

음성인식에서는 시간영역의 음성신호는 화자의 발성환경차이에 따라 변화가 심하여 주파수 영역의 신호가 주로 사용된다. 전처리에서는 주로 LPC 계수, 캡스트럼 계수, PLP 계수

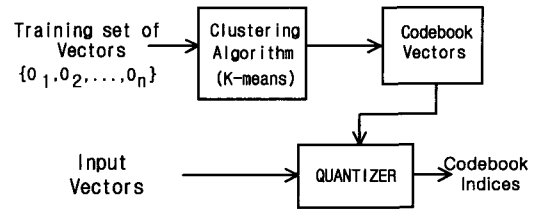


그림 2. 벡터 양자화의 블록도
Fig. 2. Block diagram of the vector quantization

등이 많이 쓰고 있으며 본 논문에서는 잡음 환경과 HMM인식기를 이용한 음성인식에 있어서 높은 인식률을 나타내는 멜 캡스트럼 계수를 사용하였다[4]. 음성의 특징 추출은 13차 멜-캡스트럼 계수로 하였으며 그림 3과 같은 20개의 임계 대역통과 필터를 사용하여 식 3에 의해 구해진다.

$$C_s(n) = \frac{2}{N} \sum_{k=1}^{N/4} \hat{Y}(k) \cos\left(k_i \frac{2\pi}{N} n\right), \quad i=1,2,\dots,M \quad (3)$$

위에서 $C_s(n)$ 은 n차 멜-캡스트럼의 값, N 은 FFT point의 수, k_i 는 k 차 필터의 중심 주파수, $\hat{Y}(k)$, $k=1,2,\dots,20$ 는 k 차 필터의 로그-에너지 값, M 은 멜 캡스트럼의 차수이다.

3) 벡터 양자화

본 논문에서는 군집화 방법으로 K-means 알고리즘을 사용하였다[5]. 이산 HMM을 사용할 경우 모델의 입력 패턴은 유한개의 클러스터 중 하나의 값을 가져야 한다. 음성의 특징 추출에서 생성된 13차 벡터는 이산치가 아니므로 HMM에 직접 사용이 불가능하므로 이를 유한개의 클러스터로 나누는 과정이 필요하다. K-means 알고리즘은 K개의 클러스터가 주어졌을 경우, 구성된 전체 벡터 중에서 K개의 중심을 설정하여 코드북을 생성한다. 그림 5에 벡터 양자화의 블록도를 나타내었다. 훈련 벡터들이 K-means 알고리즘에 의해 코드북을 생성하게 되며 임의의 입력 벡터는 양자화기를 통해 코드북 인덱스를 생성하게 된다.

입력 벡터에 의해 생성된 코드북 인덱스는 HMM의 관측 심벌로 사용하며 모델의 훈련 및 인식에 사용하게 된다.

4) Hidden Markov Model을 이용한 단어 인식

HMM을 이용한 음성인식은 인식할 단어 수만큼 단어 모델을 학습하여 구성하고 임의의 주어진 관측열 O 에 대한 최대 확률 분포를 나타내는 모델을 인식결과로 하는 것이다[6].

인식 과정을 표시하면 다음과 같다.

- (a) 인식해야 할 각 음성 (예를 들면 단어)에 대응해서, 은의 마코프 모델을 완성한다.
- (b) 입력 미지 음성을 분석하고, 음성 심볼 계열을 얻는다.
- (c) 관측된 음성 심볼 계열이, 각 단어 모델에 따라 얻어지는 사후 확률을 계산한다.
- (d) 사후 확률을 상호 비교하여, 최대 사후 확률을 부여하는

모델에 대응하는 단어를 인식 결과로 한다.

사후 확률을 계산하기 위하여 전향-후향 알고리즘을 이용하여 인식을 할 경우 인식률이 다소 우수한 반면 주어진 모든 상태에서의 출력 심볼의 확률을 모두 추정하므로 계산량과 복잡도가 증가하게 되므로 실시간 음성인식에 있어서는 적합하지 않다. 따라서 최적원리(principle of optimality)에 입각한 동적 프로그래밍 기법 중 하나인 비터비 알고리즘을 이용하여 최적 모델을 찾아 인식하게 된다. 학습을 위하여 관측계열의 출력확률을 최대로 하는, HMM의 파라미터 세트 $M=(A, B, \pi)$ 를 해석적으로 구하는 방법은 알려지지 않았다. 그러나, EM(expectation maximization)법이라고도 불리는 Baum-Welch법이나, 경사법(gradient method)과 같은 반복적인 방법을 사용하면, $P(o|M)$ 을 국소적으로 최대화하는 것으로서 $M=(A, B, \pi)$ 를 선택할 수 있다. 본 논문에서는 left-right형 HMM을 사용하였다. 이 모델은 시간에 따른 상태 변화가 비가역적인 데이터를 모델링하는데 적합한 특성을 가지고 있으므로 음성과 같은 데이터에 적합하다. 인식 결과는 RS-232 포트를 통해서 V25 제어 보드로 전달된다.

5) V25 CPU를 사용한 제어 보드의 구성

전체 음성인식 시스템 중에서 V25 제어 보드는 독립적인 CPU를 가지고 있어 확장성이 용이하여 PC 상에서 구성된 시스템을 추후 이식할 수 있다. V25 제어 보드는 인식부의 결과를 RS-232포트를 통해 수신하여 외부 장치 (가전 제품, 조명) 등을 제어한다. V25 제어 보드는 입, 출력포트를 통해서 외부 장치에 다음과 같이 연결된다.

1) 포트 신호로 적외선 발광 다이오드를 컨트롤해서 코드를 전송한다. 주로 적외선 수신기를 가진 가전제품을 컨트롤하는데 사용한다.

2) 포트 신호를 이용하여 SSR(solid state relay)을 컨트롤하거나 모니터링용 발광 다이오드로 디스플레이 한다.

V25 제어 보드의 프로그램은 크게 두 가지로 구성 되어있다. 인식 결과를 받아들이는 입력 수신부와 각각의 하부 기기를 컨트롤하는 제어부로 구성되어 있다. 입력 수신부는 컴퓨터로부터 인식결과를 수신하며 제어부는 해당하는 기기를 선택하여 적외선 코드를 전송하거나 기타 입, 출력 장치 컨트롤, 인식부와와의 인터럽트를 이용한 통신, 표시등의 기기와의 하부 인터페이스를 지원한다.

이동형 휠체어 리프트 제어장치

1. 시스템 구성

제어장치는 축진지, 전동기, 센서등을 제외하고는 제어보드 한 장에 설치하였다. 제어보드는 전원부, CPU부, I/O 인터페이스부, 구동부로 나눌 수 있다[12].

1) 전원부

제어보드에는 5[V]와 12[V]전원이 필요하며 5[V]전원은 프로세서 및 기타 IC에 필요하며 12[V]전원은 FET를 구동하기

의공학회지 : 제24권, 제5호, 2003

위한 전압 및 스피커 OP-Amp의 전원으로 필요하다. 축진지 전원 24[V]를 LM2575-5 레귤레이터를 통하여 5[V]전원을 공급하고 LM7812 레귤레이터로 12[V]전원을 만들어 공급한다. 릴레이는 24[V]전원을 사용한다.

2) CPU부

CPU부는 AT89C51프로세서와 ISD2560 음성칩으로 되어 있으며 센서입력에 따라 음성 안내하거나 모터구동 속도조건에 따라 릴레이 구동신호를 출력한다. 릴레이는 24[V]에서 동작하므로 프로세서의 출력을 버퍼(74HC573)을 거쳐 어레이 트랜지스터 ULN2803으로 24[V]로 변환한다. ISD2560은 프로세서와 인터페이스가 간단하며 녹음저장된 번지를 지정한 후 재생할 수 있다. 음성크기는 가변저항(VAR1)으로 조절할 수 있다.

3) I/O 인터페이스부

전진, 후진, 안전고리1, 안전고리2, 안전벨트, Docking, Micro switch등의 7가지 센서입력을 포토커플러를 통해 입력받는다. 제어보드에서 24[V]를 각 스위치에 공급한 후 스위치가 동작하면 입력을 받는다. 포토커플러는 24[V]전압을 프로세서의 로직레벨 5[V]로 변환한다.

4) 구동부

모터의 속도변화는 고속은 밧테리를 직접 연결하거나 저속은 PWM(Pulse Width Modulation)으로 듀티비를 조정하여 FET를 구동하여 릴레이로 선택할 수 있다. 저속구동을 위한 PWM은 LM3524를 사용하며 PWM주파수는 20[kHz]이며 가변저항(VAR2)로 듀티비를 조절할 수 있다. LM3524의 PWM 출력은 5[V]이며 MC33151을 거쳐 12[V]로 승압한 후 FET의 게이트단에 연결되어 동작한다.

릴레이 출력단에는 프리휠 다이오우드를 연결하여 급격한 전압상승을 방지한다. 프리휠 다이오우드로 최대전류가 25[A]인 PBYR2545 Schottky Diode를 사용한다. 보드에는 릴레이가 4개 있으며 한 개(K)는 키 스위치가 온되면 제어보드에 전원을 공급하는데 사용하며 두 개(F,R)은 모터에 가해지는 전압 방향을 전환하여 전진/후진제어에 사용한다.

모터에는 24[V]와 나머지 한 개의 릴레이(H)에 의해 그라운드 FET의 Drain 단에 연결된다.

2. 작동 및 상태표

1) 시스템 작동

키 스위치를 켜면 전원이 보드에 인가되며 센서입력상태에 따라 전진 및 후진 동작, 음성안내가 동작한다. 속도 및 음성 안내 알고리즘은 센서상태에 따라 작동한다.

2) 상태 흐름도

센서입력상태에 따라 전진 및 후진시의 속도가 결정이 되며 음성안내가 결정된다. Docking, Micro switch, 안전고리, 안전벨트의 조건에 따라 16가지의 상태가 결정되며 정상상태는 센서 입력이 가능한 상태이며 실제상태는 센서입력의 조합이 의미가 있는 상태를 나타낸다. 이동가능여부와 음성안내종류는

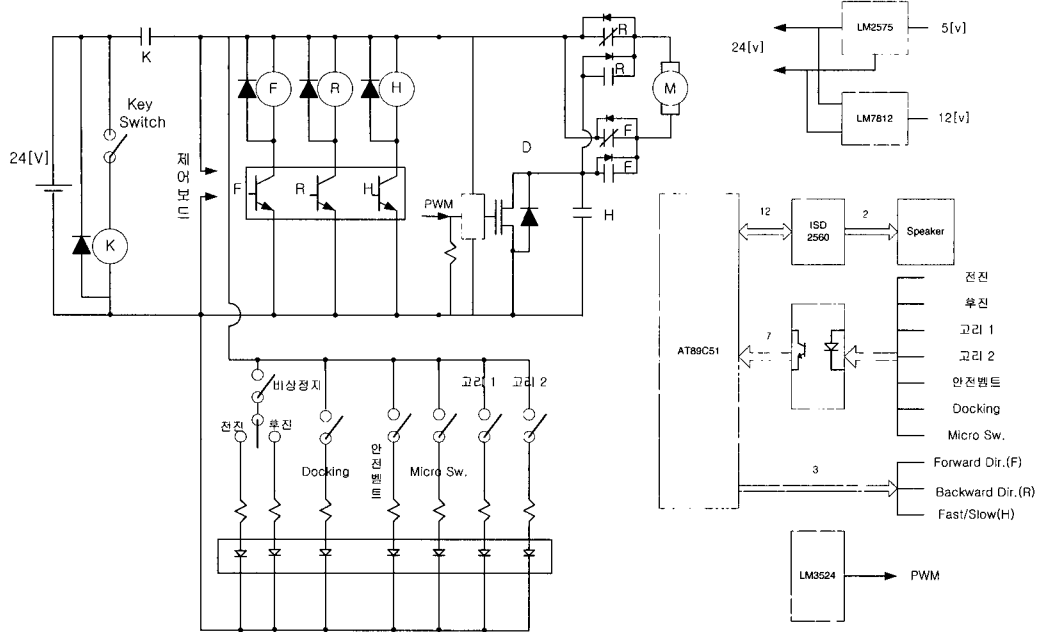


그림 3. 시스템 구성도
Fig. 3. System Configuration

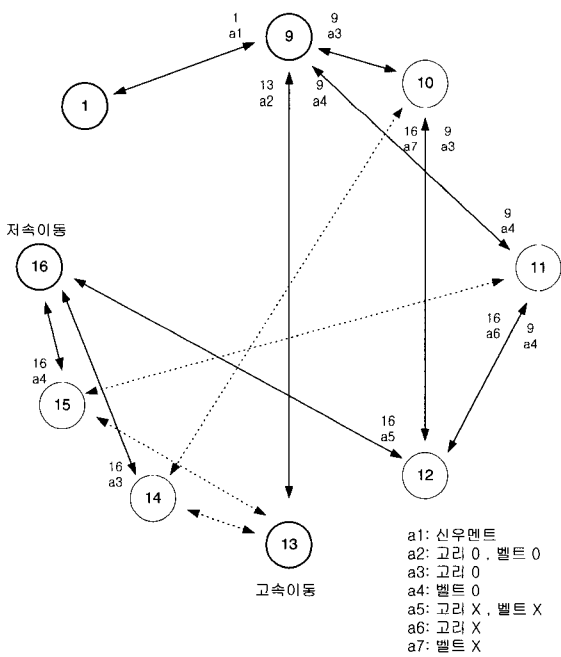


그림 4. 상태도
Fig. 4. State Table

다음의 state flow에 나타나 있다.

음성안내:

- a1: 안녕하십니까. 휠체어 리프트입니다.
- a2: 휠체어의 안전고리를 연결하시고 안전벨트를 착용하여

주십시오.

- a3: 휠체어의 안전고리를 연결하십시오.
- a4: 안전벨트를 착용하여 주십시오.
- a5: 휠체어의 안전벨트를 해제하시고 안전고리를 풀어주십시오.
- a6: 휠체어의 안전고리를 풀어주십시오.
- a7: 안전벨트를 해제하여 주십시오.

실험 구성 및 결과

1. 적용 대상 장애인의 일반적 특성

임상 적용은 완전 제 4 경수 손상으로 인한 사지마비 장애인을 대상으로 하였다. 본 연구 대상 장애인은 54세 남자로 수상 후 기간은 6년이었으며 의식이 명료하고 기관절제 상태였으나 24시간 폐쇄가 가능하였고, 발음 부전은 없었다. 연구 대상 장애인은 근력 검사상 상지 건관절의 굴곡근과 외전근이 Poor/Poor, 주관절 굴곡근이 Poor/Poor이고 주관절 신전근과 수부근 및 하지의 근력이 전혀 없는 상태였다. 본 연구 대상 장애인은 모든 일상생활을 타인에게 의존해야 하는 상태로 생활환경 제어장치의 필요성에 대한 인식이 있었다.

2. 설문조사방법

연구의 평가를 위하여 설문조사를 통하여 사용자의 만족도를 평가하였다. 설문 조사의 내용은 장치의 만족도, 행동 변화 척도, 심리적 변화 척도를 조사하였다. 행동 변화 척도는 Rehabilitation Indicator Project에서 개발한 Activity Pattern Indicator(API)를 이용하여 이중 장애인에게 해당하는 항목인

수동적 오락과 사회적 관계 항목을 선택하여 비도와 기간 신체적 도움이 요구되는 정도에 대해 평가하였다[7,10]. 독립적인 기능 정도를 파악하기 위해 각 활동을 보호자에 의존하여 시행한 경우와 독립적으로 시행한 경우를 각각 조사하였고 보호자의 경우 환자에게서 자유로운 최대시간을 조사하였다. 심리적 변화 척도는 Beck 우울 척도를 이용하여 조사하였다[8].

3. 음성 인식 결과

음성인식 시스템의 실험은 PC상에서 정상인인 네 명의 화자에게 우선적으로 시험되었다. 가전 제품 제어에 필요한 어휘 20개를 대상으로 각 어휘당 20번씩의 인식 실험을 수행하였다. 평균 인식율은 95%로 화자나 어휘별 오류 발생 특이성은 없었다. 연구 대상 장애인 한 명의 경우 시스템의 제어의 필요성과 환자 학습의 필요성 때문에 명령 어휘를 10개로 제한하였다. 명령 어휘는 장애인의 편의를 위해 비표준어를 사용하였다. 그 내용은 다음과 같다. ‘텔레비’, ‘올려’, ‘내려’, ‘크게’, ‘작게’, ‘브이티알’, ‘오디오’, ‘여기요’, ‘전화’, ‘전등’ 이다. 장애인은 시스템을 하루 평균 45회 정도 사용하였고 제시된 어휘에 대한 장애인의 인식률은 97.5%를 나타냈다. 이동형 휠체어 리프트 제어 장치의 경우, 음성인식을 통하여 제어를 하면 장애인의 활동에 도움을 줄 수 있으나 오인식으로 인한 오작동의 위험성으로 아직 실제 적용에 어려움이 있다.

4. 설문 조사 결과

연구 대상 장애인은 장치에 대해 대체적으로 만족하고 자신의 생활에 도움이 되는 것으로 대답하였다. 행동 변화 척도를 살펴볼 때 장치 사용 이후 시청 시간이 7시간에서 14시간으로 증가하였고 채널 전환 횟수도 30회 이상으로 늘었다. 사회적 관계를 나타내는 전화 걸기 회수는 회수와 시간이 5배씩 증가하였다. 보호자의 간호의 부담은 다소 줄었으나 외출 등의 자유도는 변화가 없었다. 이는 가래 제거나 체위 변동등의 간호가 필요하기 때문이다. 장치 사용 전후의 Beck 우울 척도의 비교 결과, 우울 정도가 감소하였으나 환자와 보호자 모두 우울 경향안의 점수를 나타냈다.

5. 이동형 휠체어 리프트 제어장치의 성능평가

이동식 휠체어 리프트의 구조적 타당성과 장기간 사용에 따른 구조적 안전성을 결정하기 위하여 시제품의 설계도면을 바탕으로 유한요소법을 이용한 구조/피로해석을 수행하였다. 또한 평지 및 계단 위에 있을 때의 Simulation을 실시함으로써 실제 리프트의 안정성을 확인할 수 있었다.

FE simulation 과정

본 연구에서 사용한 유한요소해석과정은 아래의 순서로 진행되었다.

해석을 위한 Geometry 생성은 AutoCad2000과 Pro/Engineer를 이용하여 2D/3D 작업을 수행하였다. 세부 실험 결과는 부록에 기재하였다.

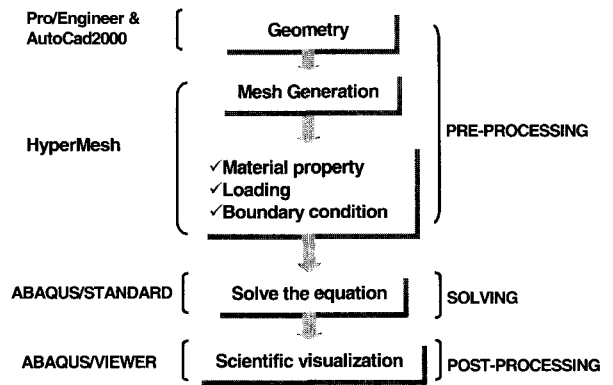


그림 5. 유한요소 해석과정
Fig. 5. Finite Element Analysis Process

1) 구조해석 결과

상단 프레임의 휠체어 바퀴 지지대에서 최대 Von Mises Stress 71[MPa]이 발생하는 것을 확인하였다. 알루미늄 합금의 항복 응력이 275[MPa]임을 감안할 때 안전성이 충분하다고 판단된다. 피로해석 결과 최소수명(Number of cycle)은 1.59×106번으로 계산되었다. 동하중을 고려하면 이보다는 수명이 짧아질 것이다.

2) 안정성 해석 결과

먼저 평지에서는 휠체어 장착 후 상판이 기울어 질 때 무게 중심이 안정적으로 이동하는 것을 확인하였다. 35°경사진 계단 위에 있을 때에도 모든 하중은 무게중심 뒤쪽에서 작용하는 것으로 나타났다.

3) 구동 실험 결과

휠체어 리프트 구동실험결과를 정리하면 다음 표와 같다.

부하를 가한 경우에는 Full인 경우와 85[%]인 경우 모두 상승시의 속도와 하강시의 속도가 차이가 있음을 알 수 있다. 이러한 속도차는 탑승자의 불안감을 유발할 수도 있다. 그러므로 상승시와 하강시의 속도차를 줄이기 위하여 상승인 경우에는 전동기에 전압을 Full을 인가하고 하강인 경우에는 85[%]의 전압을 인가하면 상승과 하강의 경우에 속도차를 줄일 수 있으며 속도범위는 6.3~7.6 [m/min]이 된다.

무부하 조건의 이동은 7.6~8.8 [m/min]으로 기존 휠체어 리프트의 속도보다 향상되어 이동을 신속히 할 수 있다.

표 2. 휠체어 리프트 구동실험결과
Table 2. Wheelchair lift Drive Result

동작조건		속도범위((m/min))
Full/무부하		7.6~8.8
Full/부하	상승	6.3~7.1
	하강	8.7~9.5
85[%]/부하	상승	5.0~5.7
	하강	7.1~7.6

고찰 및 결론

본 논문에서는 중증 장애인을 위한 생활 보조 장치를 개발하고 시험 평가하였다. 음성 인식 시스템을 구현하고 중증 장애인을 대상으로 실험 하였고 장애인의 이동성을 증가시키기 위한 이동형 휠체어 리프트 제어장치를 개발하고 성능 평가를 하였다.

생활환경 제어장치의 실험 결과 장애인과 간병인의 정신적, 육체적 스트레스를 줄이고 사회적 관계성을 향상시키며 오락에의 접근성이 증가되는 것을 확인하였다. 이러한 결과는 심리적 으로 우울 척도의 감소를 가져오고 자신이 환경을 제어할 수 있다는 느낌을 주어 자기 발전적 행동 양식의 변화를 가져올 것으로 사료된다[9].

음성 인식 기반의 생활환경 제어 장치의 개발에 있어 개선 되어야 할 점은 인간과 같은 정도의 인식률의 향상과 사용자의 학습의 편의성의 향상이다. 이점은 장애인을 대상으로 한 기기의 조작에 더욱 더 안정성과 편의성을 요구하기에 반드시 필요한 것이다. 이동형 휠체어 리프트와 같이 장애인의 활동을 보조하는 중요한 장비는 오동작으로 인해 사고가 발생할 가능성이 있기 때문이다.

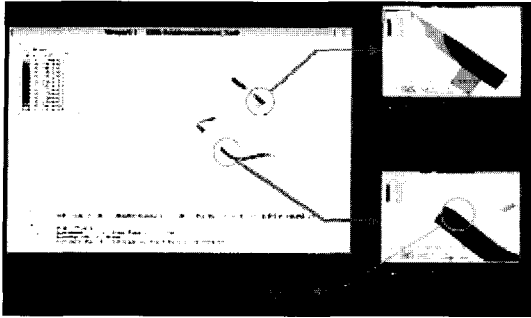
그리고 이동형 휠체어 리프트의 전동기 구동 제어 장치를 개발하고 구조 역학 해석을 통해 기계적 안정성을 평가하며 시제품을 제작하고 성능을 시험하였다. 실험 결과는 구조와 안정성 해석에서 우수한 성능을 보였고 구동 실험을 통하여 부하시와 부부하시의 동작을 확인하였다.

본 연구를 통하여 사지마비 장애인의 자주적 환경 제어를 위한 음성기반 생활 보조 장치는 환자의 접근성이 뛰어나고 신체적 피로가 적으며 장애인의 사회적 관계 증진에 도움을 줄 수 있는 좋은 수단이 될 것으로 생각된다. 앞으로의 연구과제는 음성인식기의 적용 시 장애인의 학습의 편의성을 증대시키는 것과 99.9% 이상의 음성 인식률을 가지는 인공 지능화된 음성 기반의 인터페이스의 개발이 필요하다.

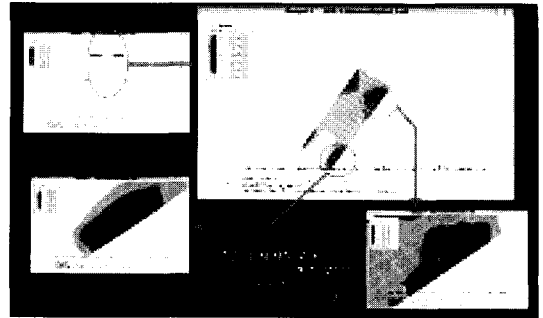
참 고 문 헌

1. E. Dynond, R. Potter, "Controlling assistive technology with head movement- a review", *Clinical Rehabilitation*, 10, pp. 93-103, 1996
2. M.S. Hawley, P.A. Cudd, J.H. Wells, A.J. Wilson, P.L. Judd, "Wheelchair-mounted integrated control system for multiply handicapped people", *J Biomed Eng*, 14, pp. 193-198, 1992
3. 임재용, "음성인식기와 실시간 단어음성 인식에 관한 연구", 아주대학교 공학석사학위 논문, pp.35-46, 2001
4. B.A. Hanson, T.H. Applebaum, "Subband or Cepstral domain Filtering for Recognition of LOMBARD and Channel-Distorted Speech", *Proc. ICASSP*, II, pp. 79 ~ 82, 1993
5. R.M. Gray, "Vector Quantization", *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing Magazine*, April 1984.
6. L.R. Rabiner, J.G. Wilpon and F.K. Soong, "High Performance Connected Digit Recognition Using Hidden Markov Models", *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, Vol. 37, No. 8, 1989.
7. D.L. Rock, W.E. Fordyce, J.A. Brockway, J.J. Bergman, D.M. Spengler, "Measuring functional impairment associated with pain: psychometric analysis of an exploratory scoring protocol for activity pattern indicators", *Arch Phys Med Rehabil*, 65, pp. 295-300, 1984
8. 이영호, 송종용, "BDI, SDS, MMPI-D 척도의 신뢰도 및 타당도에 대한 연구", *한국심리학회지*, 10(1), pp. 98-113, 1991
9. D.J. Wellings, L. Unsworth, "Environmental control system for people with a disability: an update", *BMJ*, 315(16), pp. 409-412, 1997
10. 양정인, "사지마비 장애인을 위한 생활환경 제어장치", 아주대학교 의학석사학위논문, pp.3-15, 1999
11. L.R. Rabinar and B.H. Juang, *Fundamentals of Speech Recognition*, Prentice Hall, 1993.
12. 홍석교, 이광원, 유승현, "이동형 휠체어 리프트 제어장치 개발", 아주대학교 최종보고서, pp.3-20, 2002

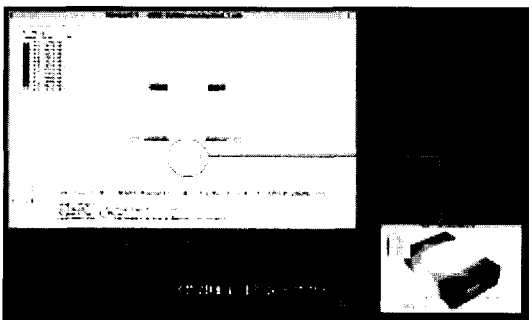
부 록



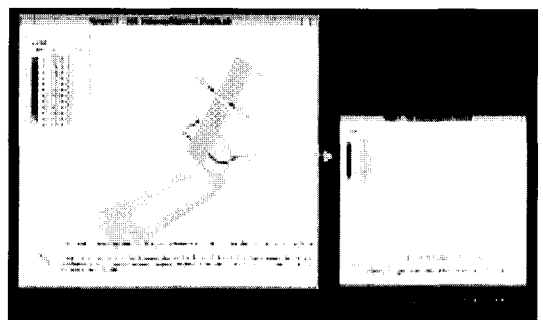
부록 1. 리프트의 전체적인 응력 분포도



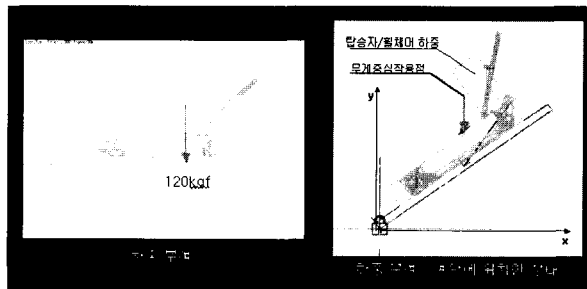
부록 2. 상단 프레임의 응력 분포도



부록 3. 프레임 지지부분의 응력 분포도



부록 4. 피로 해석 결과



부록 5. 평지 및 계단에서의 하중변동