

사지마비 장애인을 위한 HCI 기술 및 그 응용

정혁¹, 김종성², 손욱호³, 김영훈⁴
한국전자통신연구원 디지털콘텐츠연구단^{1,2,3}, 국립재활원⁴
{jay¹, joskim², whson³}@etri.re.kr, maci@korea.ac.kr⁴

An HCI Technology for the Tetraplegic and Its Applications

Hyuk Jeong¹, Jong Sung Kim², Wook Ho Son³, Young Hoon Kim⁴
Electronics Telecommunications Research Institute^{1,2,3}
Korean National Rehabilitation Center⁴

요약

본 연구에서는 사지마비 장애인이 활용할 수 있는 동작을 이용하여 마우스, 문자 입력, 전동휠체어 제어 등에 활용될 수 있는 인터페이스 기술을 개발하였다. 사지마비 장애인이 활용 가능하면서도 착용이 쉽고 데이터 처리가 용이한 동작으로서 이물기 동작을 제안하였다. 좌측, 우측 및 양측 이물기 동작 및 이물기 시간의 조절을 통해 사지마비 장애인의 경우에도 다양한 명령어 형성이 가능하다. 이때, 이물기 동작의 인식은 관자놀이 부근에 위치한 관자근에서의 근전도 신호를 이용하였다. 본 연구에서는 데이터를 획득하여 전송하고 처리하기 위한 하드웨어와 소프트웨어를 함께, 전동휠체어 제어를 위한 응용 시스템도 개발하였다. 또한 개발된 시스템을 사지마비 장애인에게 적용하여 그 효용성을 평가하였다.

Keyword : EMG, 중증 척수장애이용 인터페이스, 이물기, 근전도, 관자근

1. 서론

지난 수십 년 간의 차량 및 교통량의 증가에 의해 교통사고 회수가 빈번 해지고 스키, 스노우보드 등의 다소 위험한 여가 활동을 즐기는 사람의 증가에 따라 국내외 척수손상 환자의 수는 지속적으로 증가되고 있다. 아직까지 체계적인 장애인의 수를 파악하기 위한 등록체계가 갖추어지지 않아 정확한 척수손상 장애인의 숫자를 알기는 어렵지만 1995년 보건복지부 및 한국 보건복지연구소에 의하면 우리나라의 장애인중 9.2%인 67,204명이 하지마비이고, 4.5%인 32,827명이 사지마비라고 보고되고 있다 [1].

특히 중증 척수 장애를 입어 팔다리를 사용할 수 없게 된 사지마비 장애인들도 엄연히 우리 사회의 구성원으로서 적극적인 사회 참여를 원하고

있지만 정보 접근이 어렵고 보호자의 도움 없이는 이동이 어렵기 때문에 현실적으로 사회 참여를 하는 것은 한계가 있다. 따라서 이와 같은 척수 장애인이 정보 단말기를 활용하여 쉽게 정보에 접근하거나 거주 환경에서의 여러 전자기기를 제어하고, 전동 휠체어 등의 이동 기기를 제어할 수 있게 하는 인터페이스 기술 개발이 필요하다.

본 연구에서는 이러한 사지마비 장애인이 쉽게 정보에 접근하거나 보호자의 도움을 최소화하여 이동할 수 있게 도와 주는 근전도 기반의 인터페이스 기술 및 이를 활용한 시제품을 개발하였다. 특히 본 논문에서는 사지마비 장애인이 활용할 수 있는 신체 움직임에 대해서 고찰하고 이를 활용한 입력방법, 데이터 획득 하드웨어, 시제품 하드웨어, 시제품 사용 방법, 시제품의 사용성 평가 결과 등에 대해서도 기술하였다.

2. 본 론

2-1 사지마비 장애인이 활용 가능한 근육의 결정

사지마비 장애인은 경추 손상의 정도에 따라 목을 움직일 수도 있으며, 목을 움직이기 어려운 상태에서는 눈 깜빡임, 안면 찡그림, 이물기 정도의 동작이 가능하다. 목을 움직이는 방법은 휠체어를 위한 인터페이스로서 고려된 적이 있으나 [2], 이동 중에 목의 움직임이 자유롭지 않고 목 움직임이 어려운 장애인에게는 적용하기 어려운 단점이 있다.

눈 깜빡임을 이용하는 것은 의도되지 않게 눈을 깜빡일 수도 있으며 눈을 깜빡이는 순간에는 전면을 주시할 수 없기 때문에 휠체어 제어를 위한 입력 수단으로 사용하기에는 어려움이 있다. 또한 안면 찡그림은 타인에게 쉽게 노출이 되어 불편한 인상을 줄 수 있으며 안면 찡그림에 의한 근전도 신호를 획득하기 위해서는 안면에 센서를 부착해야 하기 때문에 휠체어 제어를 위한 입력 수단으로 사용하기에 어려움이 있다.

한편, 이물기 동작은 눈 깜빡임이나 안면 깜빡임과는 달리 조작하는 것이 외부로 쉽게 노출되지 않기 때문에, 부자연스러운 동작의 외부 노출을 꺼리는 장애인 사용자들에게는 거부감이 적다고 판단된다. 또한 이물기 동작은 좌, 우, 양쪽을 구분할 수 있기 때문에 좌측 이물기, 우측 이물기에 의한 좌, 우로의 방향 전환이 매우 직관적으로 이루어 질 수 있다. 이물기 동작에 관계되는 근육은 양 턱에 위치한 깨물근 (masseter muscle), 관자놀이 부근에 위치한 관자근 (temporalis muscle)이 있다 [3]. 깨물근은 양 턱에 위치하고 있기 때문에 근전도 신호를 획득하기 위해서는 양쪽 턱에 센서를 부착하여야 하므로 센서의 부착이 용이하지 않으며, 부착이 되었다고 하더라도 사용하기에는 불편하다. 반면, 관자근은 양 이마의 관자놀이 부근에 위치하고 있기 때문에 센서를 모자나 헤드밴드에 부착하는 식으로 센서를 쉽게 위치시킬 수 있다. 또한 헤드밴드나 모자는 비장애인들도 많이 사용하는 소품이기 때문에 사용자의 거부감이 최소화된다.

따라서 본 연구에서는 사지마비 장애인의 전동 휠체어 제어를 위한 입력 수단으로 이물기를 사용하였으며 이에 따른 근전도 획득 지점은 관자근이 위치한 관자놀이 부근이다. 이때 개인차는 있으나 대부분의 경우 이물기에 의한 근전도 신호는 양쪽 눈썹 끝에서 귀 쪽으로 1 cm, 머리 쪽으로 1 cm 정도의 위치에서 잘 획득된다.

2-2 시스템 개요

그림 1 은 이러한 이물기 동작에 의한 근전도 신호를 획득하여 처리하고 이로부터 인터페이스에 활용하기 위한 일련의 과정이다.

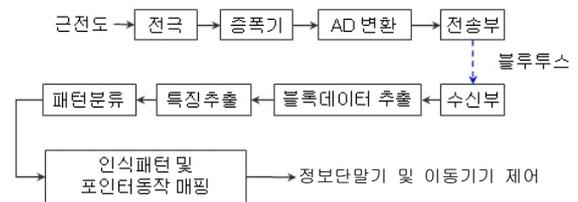


그림 1. 본 연구에서의 근전도 기반 HCI 시스템 개요

근전도 신호를 획득하기 위해서는 근전도 신호를 감지하여 증폭하는 역할을 하는 근전도 센서와 A/D 변환을 수행하고 무선으로 데이터를 전송하는 신호 전송부가 필요하다. 이러한 근전도 센서 및 신호 전송부는 기존의 연구에서 사용하던 것을 이용하였다[4].

사용된 근전도 센서는 증폭비 1000 배 이상, 주파수 대역이 500Hz, S/N 비율이 30dB 이상인 능동형 건식 타입이며 그 외관은 그림 2 와 같다. 또한 최대 4 채널까지 1 kHz, 12bit 로 샘플링하여 BT 프로토콜 기반으로 데이터를 전송하는 신호 전송부의 외관은 그림 3 과 같다.

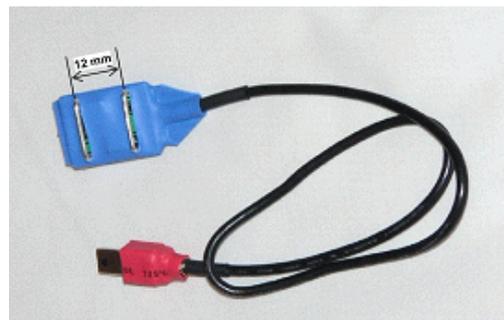


그림 2. 근전도 센서의 외관.

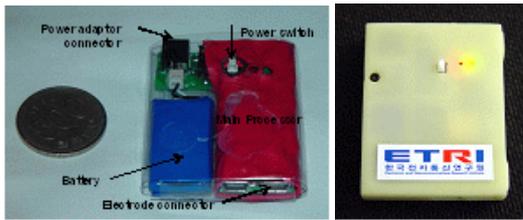


그림 3. 근전도 신호 전송부 외관.

한편 근전도 센서 및 신호 전송부는 사용자가 착용할 수 있도록 헤드밴드에 그림 4 와 같이 장착된다. 근전도 센서는 양쪽 관자놀이 위치에 놓이게 하였고 접지전극은 이마 중앙에 놓이도록 하였다. 센서 뒷면에는 벨크로 테이프를 이용하여 사용자에게 따라 그 위치를 가변 할 수 있도록 하였다.



그림 4. 근전도센서 및 무선전송부가 헤드밴드에 장착된 모습

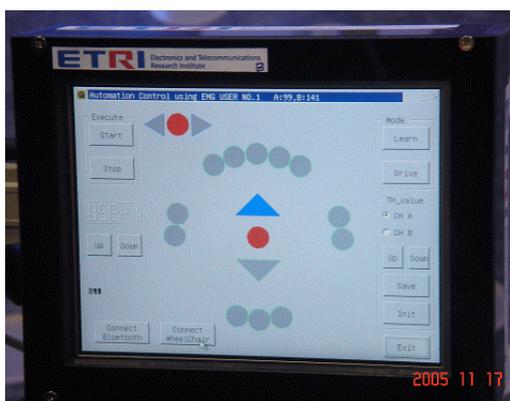


그림 5. 휴대형 근전도 처리 모듈의 외관.

무선 송신을 통해 전달되는 근전도 신호의 수신 및 처리는 독립 보드형태로 제작된 근전도 처리 모듈에서 이루어 진다. 독립보드 형태의 휴대형 근전도 처리 모듈은 무선으로 전송되는 근전도 신호를 수신하고 이를 처리하여 패턴 인식 결과

및 휠체어 제어 명령을 디스플레이하고 이를 휠체어 제어부에 전달하는 기능을 수행한다. 다음 그림은 본 연구에서 개발된 독립 보드형태의 휴대형 근전도 처리 모듈의 외관이다.

본 휴대형 근전도 처리 모듈은 가로, 높이, 두께가 각각 17cm, 13.5cm 5.5cm 로써 휠체어에 장착이 용이하다. 근전도 처리 모듈은 기존의 상용 임베디드 리눅스용 보드에 본 연구에서 개발된 알고리즘을 삽입하여 제작되었다. 근전도 처리 모듈에 이용된 임베디드 리눅스 보드는 FA Linux 사의 EZ-X5 로서 EZ-X5 는 Intel PXA255-400 을 탑재한 보드로서 3 개의 시리얼포트와 이더넷 통신환경을 제공하며, 하드웨어 디버깅을 할 수 있는 JTAG 포트도 내장되어 있다. 또한 그래픽환경(GUI)을 위해 터치패드와 최대 1024x768 을 지원할 수 있는 LCD 인터페이스를 제공하며, 리눅스를 탑재하고 어플리케이션을 원활하게 이용하기 위해 64Mbyte 의 램과 톨을 기본 탑재하였다. 또한 근전도 신호의 수신은 이니티움 (www.initium.co.kr) 사의 RS232 시리얼 포트를 지원하는 SD202 를 사용하여 케이스 내에 삽입하였다.

근전도 처리모듈로 전송된 근전도 신호는 각 채널 별로 신호를 블록화하여 각 블록 별로 특징을 구하고 각 특징으로부터 좌, 우 채널의 역치값을 설정하여 패턴을 분류한다. 역치값은 근전도 처리모듈의 디스플레이 부분에서 각 채널별로 그 크기를 증감하는 방식으로 설정한다. 즉, 디스플레이 좌측 상단 부분에는 사용자의 이물기 동작 패턴이 표시되는데, 이때 사용자의 이물기 동작과 표시되는 패턴이 일치되도록 적절한 역치값을 설정한다. 예를 들어 좌측 채널의 역치값이 너무 작으면 이를 묻지 않았는데도 좌측 이를 묻 것으로 인식되어 표시되는데 이때 좌측 채널의 역치값을 좌측 이를 물었을 때만 반응이 되도록 크게 조정한다. 만일 역치값이 너무 크게 설정되었을 경우에는 이를 세게 물어야 이를 물었다고 인식이 되므로 적절한 역치값을 설정하는 것이 중요하다.

본 연구에서 특징으로 사용된 것은 근전도 신호 분석에 많이 이용되고 있는 절대차분 평균치 (DAMV)이며 그 정의는 다음과 같다. [5]

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

여기에서 x는 측정된 근전도 신호이며, i는 샘플의 순서, N은 샘플의 수를 나타낸다. DAMV는 정의에서와 같이 이웃하는 신호간의 차이를 이용하기 때문에 직류 성분을 배제할 수 있는 장점이 있다.

한편, 안정적이면서도 짧은 반응시간을 만족하는 패턴 인식을 위해서는 특징을 구하기 위한 블록 사이즈를 얼마로 할 것인가가 중요하다. 본 연구에서는 주어진 패턴에서 획득한 근전도 신호의 블록 사이즈에 따른 특징 벡터를 구하여 블록의 크기가 작으면서도 안정적인 패턴 분류가 가능한 블록 사이즈를 결정하였으며 그 값은 100ms이다.

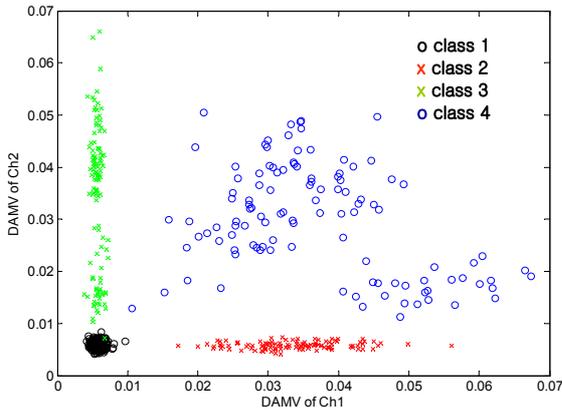


그림 6. 근전도 특징벡터에 의한 패턴 분류.

그림 6은 각 클래스에 따른 특징 벡터를 가로는 좌측 채널의 특징값, 세로는 우측 채널의 특징값으로 나타낸 것이다. 이때 그림에서 각 패턴의 경계 값을 설정하여 4가지 패턴(쉽, 좌측, 우측, 양측 이물기)을 대부분 쉽게 구분할 수 있음을 확인할 수 있다.

이와 같이 실시간으로 좌, 우, 양측 이물기 인식이 가능하다면 적용할 대상에 따라 기본 동작을 조합하고 적절한 사용자 인터페이스를 구성하여 포인팅디바이스, 문자입력, 전동휠체어 등의 입력 인터페이스로서 본 연구에서의 방법을 사용할 수 있다. 본 연구에서는 이물기에 의한 인터페이스 방법의 적용대상으로서, 국내 사지마비 장애인이 이용하는데 가장 큰 어려움이 있다고 판단되는 전동 휠체어를 선택하였다.

2-3 이물기에 의한 전동 휠체어 제어 방법

관자근에서의 근전도 신호로부터 쉽, 왼쪽 이물기, 오른쪽 이물기, 양측 이물기 동작을 각각 구분할 수 있다. 그러나 보다 자유롭게 전동 휠체어를 제어하기 위해서는 기본적인 이물기 패턴을 전동휠체어의 이동 상황에 따라 서로 다르게 적용해야 한다.

먼저 전동 휠체어가 정지해 있는 상태에서는 좌 또는 우측 이물기에 의해 휠체어는 좌 또는 우측으로 제자리에서 회전하게 된다. 이때 좌 또는 우측 이물기를 지속하는 동안에만 전동 휠체어가 회전한다. 휠체어를 회전시켜 특정한 이동 방향이 결정되면 휠체어를 앞으로 전진시켜야 하는데 이때는 양측 이를 특정 시간 동안(약 1초) 물어야 한다. 휠체어가 앞으로 이동하면 장애물을 피하거나 목적지를 조정하기 위해 방향을 전환해야 하는데 이때는 좌측 또는 우측 이를 한번 물었다 놓는다. 이때 이동 방향을 재 조정하기 위해서 동일한 동작을 반복한다. 또한 이동 중에 급격하게 선회를 사용자가 원할 경우에는 좌측 또는 우측 이를 약 1.5초 정도 물었다가 놓는다. 본 연구에서는 이와 같은 방법에 의해 전진 중에 7 단계로 방향 전환을 가능하게 하였다. 휠체어의 진행 방향은 그림 7과 같이 표시되어 사용자가 현재 어느 방향으로 이동하고 있는지 확인이 가능하다.

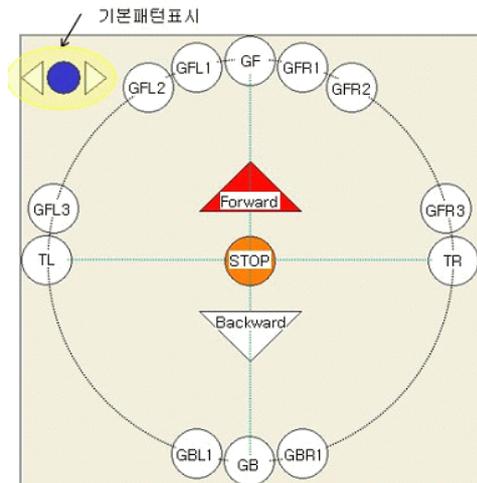


그림 7. 휠체어 이동 방향 디스플레이 예.

그림에서 GF, GFL1, GFL2, GFL3, GFR1, GFR2, GFR3 등은 해당 위치로 휠체어가 진행하는 것을

의미한다. 만일 사용자가 후진을 원하는 경우에는 휠체어가 멈춘 상태에서 양측 이클을 연달아 두번 물었다 놓으면 그림에서 ‘Forward’, ‘Backward’라고 표시된 방향 선택이 전환되어 이동할 방향을 표시해 준다. 이때 전진의 경우와 마찬가지로 양측이클을 길게 물면 휠체어가 후진을 하게 되며 후진 중에는 좌측 또는 우측 이클을 물었다 놓아 이동 방향을 전환할 수도 있다.

이와 같은 과정에 의해 휠체어를 이동하게 하는 명령어는 기존의 연구에서 구성된 휠체어 조이스틱 인터페이스 모듈 [4]과 연동되어 휠체어를 조정하게 된다.

2-4 장애인 대상 인터페이스 사용성 평가

본 연구에서 개발된 HCI 시제품을 이용하여 국립재활원과의 공동연구를 통해 실수요자인 척수손상 장애인의 사용성 평가시험을 수행하였다. 실험 대상은 경추 4-5 번으로 일반 전동휠체어 사용에 제한이 있는 척수손상환자로서 그 선정기준은 진단이 경추 4-5 번, ASIA-A, B 로 판정되고, 발병 후 기간이 6 개월 이상이 된 경직 수준 Modified Ashworth Scale(팔, 손)이 2 점 이상이고, 인지수준이 프로그램을 이해할 정도(MMSE > 25 점)인 장애인을 대상으로 하였다.

이때 실험의 독립변인으로서 본 연구에서의 HCI 기술을 적용한 전동휠체어와 기존에 상용화되어 사용되고 있는 호흡조절 전동휠체어(sip & puff wheelchair)이 설정되었다. 호흡조절 방법은 들숨을 짧고 길게 하거나 날숨을 짧고 길게 하는 4 개의 조합으로 전진, 전진 중 좌회전, 전진 중 좌/우 회전, 멈춤을 수행할 수 있다. 따라서 비슷한 조건하에서의 두 방법의 비교를 위해 앞서 기술한 7 단계의 방향 전환이 가능한 휠체어 제어 방법 대신 전진, 전진 중 좌우 회전, 멈춤 명령만이 반영 되도록 휠체어 작동 방법을 수정하여 사용성 평가를 하였다.

시험 목적이 두 가지 방법 중 어떤 방법이 신속하고 정확하게 전동휠체어를 조정할 수 있는지를 비교하는 것이어서, 전진, 전진 중 좌우 회전이 모두 이용될 수 있도록 시험 선로를 설정하고 실험

의 중속변인으로서 시험 선로를 통과할 때의 시간과 충돌횟수가 측정되었다. 실험에 이용된 테스트 코스는 폭 1.5 미터, 길이 10 여 미터의 굴절코스로서 구체적인 것은 다음 그림과 같다.

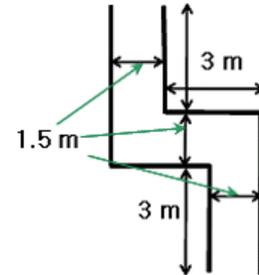


그림 8. 사용성 평가용 시험 선로.

실험 방법은 먼저 피험자에게 전체적인 작동 방법을 설명 한 후 전동 휠체어에 앉게 한다. 그리고 인터페이스 시스템만 전원을 켜고 전동휠체어의 전원은 끈 상태에서 직진, 전진 중 좌우 회전, 멈춤 명령 수행을 훈련한다. 그 다음 전동휠체어 전원을 켜고 5 회 훈련 후 중속변인을 측정하였다. 측정은 각 피험자에게 3 번씩 수행이 되었다.

피험자가 장애 정도가 심하면 실험 후에 충분한 휴식이 필요하기도 하여 하루 동안에 두 가지 휠체어 제어 방법을 모두 평가 할 수가 없는 경우도 발생했다. 따라서 이물기를 이용한 방법은 총 20 명이, 호흡 방식의 제어 방법은 총 12 명만이 참가하였다. 두 가지 휠체어 제어 방법에 모두 참가한 인원은 10 명이었으며 이 중 2 명은 테스트 도로를 벗어나는 경우가 3 회 이상이어서 이를 제외한 나머지 8 명만의 데이터를 분석하였다. 두 방법 모두 이동 속도는 중증 척수 장애인이 이동 시에도 부담을 느끼지 않으면서 가능한 빠른 속도인 약 0.4 m/s 정도로 설정하였다.

다음 그림은 각 피험자들이 이물기에 의한 방법과 호흡에 의한 방법으로 테스트 도로를 통과한 시간을 나타낸 것이다. 이때 이물기에 의한 평균값 및 표준편차는 각각 44.2 초, 6.0 초이며, 호흡에 의한 평균값 및 표준편차는 각각 57.3 초, 15.1 초 이었다.

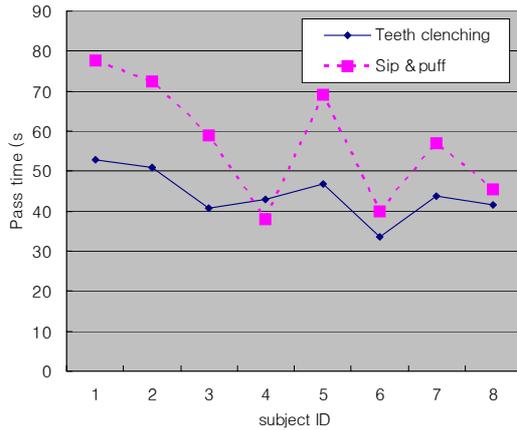


그림 3-3-15. 도로 통과에 걸리는 시간.

그림에서와 같이 데이터 분석에 이용된 8 명 중 1 명만이 호흡에 의한 제어 방법이 이물기에 의한 제어 방법 보다 통과시간이 짧았으며 나머지 피험자들은 모두 이물기에 의한 방법이 기존의 호흡에 의한 제어 방법 보다 통과시간이 짧았다. 평균값 및 표준 편차를 비교하더라도 기존의 호흡에 의한 방법 보다는 이물기에 의한 방법이 약 22% 정도 통과 시간이 단축되었으며 사용자간 표준편차도 40% 수준으로 줄어들었다.

다음 그림은 도로 통과 시험 시 도로를 벗어난 회수를 각 피험자 별로 나타낸 것이다.

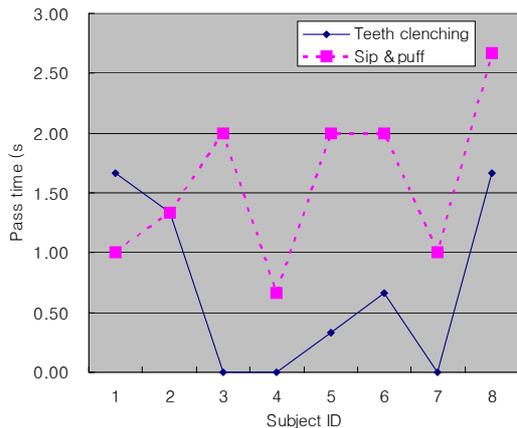


그림 3-3-16. 도로 통과시 도로를 벗어난 회수.

테스트 도로를 벗어난 경우도 호흡에 의한 기존방법이 평균 1.6 회인 반면 이물기에 의한 방법은 0.7 회로 절반 이상 줄어든 것을 확인할 수 있었다.

따라서 기존의 호흡에 의한 방법과 이물기에 의한 방법을 비교 했을 때 이물기에 의한 방법이 기존의 호흡에 의한 방법보다 조작성이 쉽고 정확하여 사용이 편리하다는 것을 확인할 수 있었다.

3. 결론

본 논문에서는 이물기에 의해 발생된 근전도 신호를 획득하고 이를 전송 및 처리하여 사지마비 장애인이 사용할 수 있는 HCI 기술 및 전동 휠체어 제어를 위한 응용 시스템을 개발하였다. 또한 제한된 이물기 동작으로 보다 편리하게 전동 휠체어를 조작할 수 있도록 명령 입력 방법 및 조작 방법을 제안하였다. 본 연구에서의 근전도 기반 HCI 시제품과 기존의 상용 제품의 사용성 비교를 위해 실 수요자인 중증 척수 장애인을 대상으로 하는 평가 시험이 이루어졌으며 시험 선로를 통과 하는 시간과 선로를 벗어난 회수를 고려할 때 본 연구에서의 방법이 기존의 방법에 비해 조작성이 편하고 정확하다는 결론을 내릴 수 있었다.

참 고 문 헌

- [1] 박창일, “ 척수손상장애인에 대한 임상조사 및 재활 대책 ”, iledown.com.ne.kr/dataform/data09.hwp.
- [2] Han J.S., Bien Z. Z., Kim D. J., Lee H. E. and Kim J. S., “Human-Machine Interface for Wheelchair Control with EMG and Its Evaluation,” Proc. EMBS 2003, 1602-1605, 2003.
- [3] Delagi E. F., Iazzetti J., Perotto A., and Morrison, D., Anatomical Guide For The Electromyographer, The Lombs and Trunk, 3rd Edition, Springfield, Illinois, U.S.A, 1994.
- [4] 정혁, 김종성, 손옥호, “사지마비 장애인용 근전도 기반 휠체어 인터페이스”, 2005 대한전자공학회 하기학술대회, 28, 1, 141-144, 2005
- [5] 박상희, 생체신호처리 및 응용, 에드텍 1999.