J. of the Korean Sensors Society
Vol. 14, No. 6 (2005) pp. 415 – 422

스트레치 센서를 이용한 말더듬 치료 훈련기의 개발

송병섭† · 이근민

Development of stuttering treatment practice device using stretch sensors

Byung-Seop Song† and Kun-Min Rhee

Abstract

Using stretch sensors, a stuttering treatment training device that improve the abnormal breathing of stutterer was designed and developed. To improve stutterer's inadequate breathing method that is one of principal reason of stammering, the device estimates breathing method by checking the changes of the stretch sensor's resistances those are put on the chest and abdomen of user. And a vocal exercise program that carry out exercises only when the user maintains the abdominal breathing was designed. Using a PIC16C711 device that includes an A/D convertor, a main controller was designed and the vocal exercises software was developed using Director and C program with graphic user interface for user convenience. The controller sends the resistance data of sensors to PC through the serial port and the software verifies the breathing method. And the device was designed that the RTS (request to send) pin of serial port in PC is used as a power source so that it can work without any battery or other power source. Three stutterers have carried out the clinical experiments using the implemented device for two months and the results showed it was excellent to alleviate the stuttering.

Key Words : stuttering, stretch sensor, rehabilitation, abdominal breathing

1. 서 론

대화를 하거나 발표를 할 때 말을 자연스럽게 하지 못하고 더듬거나 같은 말을 반복하는 말더듬 현상은 심리적인 요인이나 대화 환경에 주로 기인한 것으로 누구에게나 조금씩은 있다고 할 수 있다. 하지만 일상생활 속에서도 이 같은 현상을 항상 반복하는 말더듬 환자는 말을 하려고 할 때에 첫말이 막히거나 같은 말을 반복하는 현상을 되풀이 하게 되며 항상 말을 하는데 큰 부담을 가지게 되어 주위 사람들 앞에서 되도록이면 말을 하지 않으려는 경향을 가지게 된다. 그러므로 말더듬 환자는 타인과의 대화시나 발표 시에 상당한 심적인 고통을 가지게 되므로 사회생활이 힘들어지게 되어 개인차에 따라 다르기는 하지만 대부분 대인관계가 원활치 못하며 내성적인 성격을 가지게 된다. 또한 말더듬 환자는 말을 더듬는 것을 항상 창피하다고 생각하여 타인과의 대화하는 기회 자체를 기피하려는 경향까지 있어 쉽게 주위사람들과 동화되기 힘들기 때문에 말더듬은 사회활동에 큰 제약요소가 되기도 하며 말더듬 환자는 이로 인하여 평생 큰 고통을 가지며 살아가고 있다[1-4].

말더듬 환자는 말을 더듬는 다는 사실을 남에게 알려지는 것을 싫어하여 철저히 이를 숨기려고 하기 때문에 정확한 숫자는 알 수 없지만 인구의 약 1~3% 정도의 사람이 말더듬 환자라고 알려져 있다. 이러한 말더듬의 원인은 아직까지 정확하게 알려지지 않았으나 말더듬의 원인이라고 제안된 다양한 가설들이 제기되어 왔으며 신경계통의 일시적인 이상에 의한 현상으로 조사되기도 하였으나 가장 크게 대두되고 있는 것은 환자의 심리적인 이유에 의한 호흡방법에 대한 문제이다[1,5-6]. 즉, 발성 시 말더듬에 대한 두려운 마음 때문에 긴장하게 되는데 이때 폐와 복부사이에 있는 횡격막이 상승하면서 흉식 호흡을 하게 되는데 횡경막 상승에 의해 심장이 압박받게 되고 폐 속에 있는 공기가

대구대학교 재활과학대학 재활공학과(Dept. of Rehabilitation Science & Technology, Daegu University)

†Corresponding author: bssong@daegu.ac.kr
(Received : July 15, 2005, Accepted : September 21, 2005)

희박하게 되며 심장이 두근두근 뛰게 되고 호흡이 흐트러지면서 말을 더듬게 된다. 그리고 말을 더듬지 않도록 하기 위하여 의식적으로 말을 빨리 하게 되므로 자연스럽지 못한 발성이 나타나게 되고 심리적인 위축을 받게 되므로 이를 피하기 위하여 더욱 말을 빨리하려고 하여 말을 더듬게 되는 악순환이 계속된다[7-8].

이러한 말더듬을 치료하는 것은 단순한 방법으로는 곤란하며 장기간에 걸쳐 지속적인 상담과 처치가 이루어 져야 하며 심리적인 상담과 계속적인 발성연습이 매우 중요하다. 또한 발성연습 시에는 말더듬을 발생시키는 이유인 발성시의 호흡을 자연스럽게 유지하도록 하여야 하는데 연습에 의하여 자연스럽게 호흡을 조절시킬 필요성이 있다. 즉 대부분의 말더듬 환자는 호흡이 불안정하므로 이를 안정하게 하기 위해 의식적으로 복식호흡을 할 수 있도록 유도하여 자연스러운 호흡을 유지하는 가운데 발성을 하도록 하여야 한다.

현재 말더듬에 대한 치료는 단순히 발성연습에 의존하는 것으로 말더듬 환자가 언어치료사를 정기적으로 방문하여 상담과 발성연습을 하는 과정을 거치게 된다. 하지만 언어치료사에게 방문하여 연습하는 것은 이것은 일과성의 치료에 불과하고 오랜 기간동안 연습을 해야 하기 때문에 경제적으로도 큰 부담이 있게 된다. 그러므로 말더듬을 개선시키기 위해서는 될 수 있는 한 매일, 꾸준하게 스스로 계속적으로 연습을 하여야 한다. 하지만 혼자서 이러한 연습을 하는 것은 제대로 된 호흡 및 발성연습의 여부를 판단하기 힘들기 때문에 한계가 있으며 잘못하면 오히려 말더듬을 악화시킬 가능성마저 있다. 그러므로 이러한 문제를 극복하기 위해서 스스로 호흡 및 발성연습을 하면서 제대로 이루어지는 지를 확인할 수 있는 장치에 대한 요구가 있어 왔다. 현재까지으며 몇가지 제품이 출시되기도 하였다. 이것은 자신의 말소리를 녹음한 후 약 1~2초 정도 후에 들려줌으로써 이를 확인할 수 있는 기기와 호흡연습을 통한 말더듬 개선 기기로서 단순히 소리재생장치를 응용한 것일 뿐이거나 호흡을 연습하는 기기 일 뿐이므로 발성연습과 동시에 이루어지지 않고 있기 때문에 능동적인 치료를 기대할 수는 없을 것으로 사료된다[9-10]. 그러므로 복식호흡을 유도하면서 발성연습을 하는 장치가 개발된다면 말더듬 환자의 장애 해소에도 매우 큰 도움이 될 것이다.

본 논문에서는 제대로 된 호흡 및 발성연습의 여부를 스스로 확인하면서 혼자서 쉽게 훈련할 수 있는 말더듬 치료를 위한 발성훈련 장치를 개발하였다. 스트레치 센서를 이용하여 가슴과 배에 호흡 확인용 띠를 설치한 후, 호흡에 따라 발생하는 스트레치 센서의 저항변화를 감지하여 복식 호흡 여부를 판단하도록 하였다. 저항 변화는 제어기로 입력된 후 직렬포트를 이용하여 퍼스널 컴퓨터로 전송하도록 하였으며 컴퓨터에서는 센서신호를 확인하여 사용자가 복식호흡을 하고 있는지의 여부를 판단하도록 하였고 복식호흡을 하는 경우에만 발성연습이 진행되도록 프로그램 하였다. 사용자의 발성연습 소리는 마이크로폰을 통해 입력받도록 하였고 설정된 시간동안 천천히 주어진 단어를 발성하도록 프로그램 하였으며 호흡과 발성이 제대로 된 경우에만 다음 연습으로 진행되도록 하였다. 말더듬 훈련의 진행과정 및 상태는 데이터베이스화하여 저장시켜서 추후 사용자에게 연습의 진행정도를 확인할 수 있도록 하였다. 설계된 말더듬 치료훈련기를 제작한 후 말더듬 환자에게 2개월가량 훈련하도록 한 후 말더듬 호전 상태의 경과를 확인함으로써 훈련기의 성능을 입증하였다.

2. 기본적인 말더듬 치료 훈련기의 구성

복식호흡을 유도하면서 발성연습을 할 수 있는 말더듬 치료훈련기는 하드웨어와 소프트웨어로 구성된다. 하드웨어는 크게 스트레치 센서를 이용한 호흡확인부와 센서의 저항변화를 디지털 신호로 변환하여 퍼스털 컴퓨터로 전송하는 컨트롤러 및 발성연습을 위한 음성입력기로 구성된다. 소프트웨어는 전송된 센서신호를 확인한 후 발성연습을 할 수 있도록 화면에 연습창을 표시하며 연습되는 과정을 그림으로 표시함으로써 편리하게 발성연습을 할 수 있도록 하였다. 그림 1에서는 설계된 말더듬 치료훈련기의 개념도를 나타내었다.

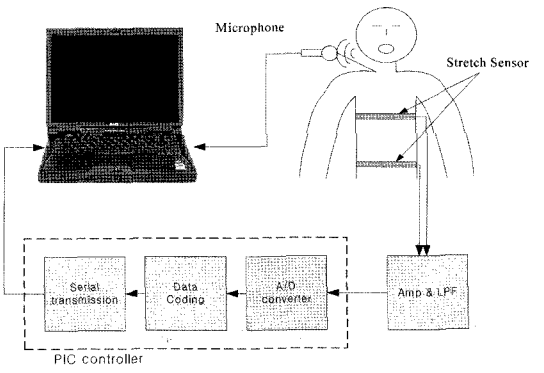


그림 1. 복식호흡 유도를 이용한 말더듬 치료 훈련기의 개념도

Fig. 1. A concept diagram of the stuttering treatment training device.

3. 하드웨어의 설계

3.1. 하드웨어의 구성

말더듬 치료 훈련기의 하드웨어는 복식호흡 유도기와 제어 및 신호 전달기 그리고 음성을 입력하기 위한 마이크로폰과 퍼스널 컴퓨터로 구성된다. 복식호흡 유도기는 호흡상태를 확인하기 위하여 스트레치 센서를 이용하여 두 개의 띠를 제작하여 사용자의 가슴과 복부에 설치하도록 하였다. 호흡을 할 경우에는 호흡 방법에 따라서 설치된 스트레치 센서의 저항이 크게 변화하게 되므로 저항치의 변화를 비교하여 복식 또는 흉식 호흡의 여부를 확인할 수 있다. 센서신호는 증폭기와 저역통과필터를 거쳐 PIC 제어기에 입력되며 제어기에서는 신호를 A/D 변환한 후 RS232C 통신 프로토콜에 맞는 데이터 신호로 변환하여 퍼스널 컴퓨터로 신호를 전송하게 된다. PIC 제어기로는 8비트 A/D 가 내장되어 있으며 핀 개수가 적고 전력소모가 적은 PIC16C711을 사용하였고 두 개의 연산증폭기를 사용하여 50배의 이득을 가지는 증폭기와 저역통과필터를 설계하였다. 마이크로폰은 일반적으로 퍼스널 컴퓨터에 많이 사용되는 adonis사의 srs- 2020 마이크를 사용하였으며 소리를 받아서 컴퓨터의 마이크 입력단으로 신호가 전달되도록 하였다. 한편 사용상의 편리를 위하여 제어장치의 전원은 컴퓨터 직렬포트의 RTS 단자를 이용하였다. 이는 PC에서 송출되는 신호단자의 전압을 이용하여 전원을 생산함으로써 여타의 배터리나 전원장치없이 단순히 직렬단자 포트에 커넥터를 연결함으로써 회로를 동작시킬 수 있도록 하기 위함이다. RTS 단자는 직렬 데이터 송수신시에 컴퓨터가 데이터를 받은 후 정확하게 수신하였다는 것을 송신부에 알리기 위한 신호로서 신호를 받은 후 12 V 신호를 내어주게 되며 전류를 10 mA까지 공급할 수 있다. 시중에서 흔히 사용되고 있는 8705 레귤레이터를 사용하여 RTS 단자의 전압을 5 V로 변환한 후 전원으로 공급하였고 전체 제어장치의 전류소비를 10 mA 이내로 설계하였다.

3.2. 하드웨어 회로설계

호흡 방법을 확인하기 위해 사용된 스트레치 센서는 29.5 cm의 길이를 가지며 평상시에는 2.47 kΩ의 저항을 가지지만 43 cm로 늘어날 경우 3.84 kΩ의 저항을 가지게 되므로 101 Ω/cm의 길이에 대한 저항변화율을 가지게 되며 영역의 약 75 % 이내에서 선형성을 유지한다. 하지만 제작상의 문제로 모두 동일한 저항을 가지지는 않는다. 사람에 따라 차이는 있지만 보통 호흡을 할 때 들이 마시는 공기는 약 500 ml 정도 이며 이

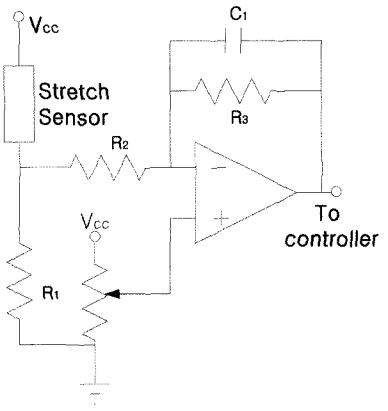


그림 2. 스트레치 센서의 저항변화를 전압변화로의 변환 회로

Fig. 2. A circuit that converts the change of stretch sensor resistance to voltage change.

의 영향으로 가슴과 복부의 외경이 5 이내로 정도 늘어난다. 그러므로 호흡 방법에 따라 복부 및 가슴에 설치한 띠에 포함된 각각의 센서는 1 kΩ 이내의 저항변화를 가지게 되는데 복식호흡의 경우에는 복부의 외경이 더 늘어나고 흉식 호흡인 경우에는 가슴부위의 외경이 더 길어지게 된다. 그러므로 스트레치 센서의 저항변화를 관찰하면 사용자의 호흡 방법을 추정할 수 있게 된다.

스트레치 센서의 저항변화를 전압의 변화로 변환시키기 위하여 그림 2의 회로를 사용하였다. 회로에서 저항 R_1과 스트레치 센서의 초기치 저항이 같을 때 출력전압 V_o가 '0'을 가리키도록 가변저항을 조절한 후 센서의 저항이 변화하면 R_l에 인가되는 전압이 변화되고 이는 Op-Amp를 통해 증폭되어 출력전압으로 나타난다.

스트레치 센서의 저항을 R_S라 하고 변화하는 저항값을 ΔR이라 가정하면 R_1에서의 변화하는 전압 ΔV는

$$\Delta V = \frac{R_S \cdot \Delta R}{(R_s + R_1 + \Delta R)(R_s + R_1)} V_{CC} \quad (1)$$

로 표현된다.

스트레치 센서가 최대로 늘어났을 때 즉, 변화하는 저항 값 ΔR의 최대치가 500 Ω이므로 전원전압 V_{cc}의 전압이 5 V라면 최대 전압변화는 약 50 mV가 된다. 그러므로 증폭기의 이득을 100배로 설정하면 전원전압 즉 5 V의 변화가 출력전압으로 나타나게 되어 가장 큰 감도(sensitivity)를 가지게 된다. 회로에서 C_1의 역할은 R_3과 시상수를 이루어 적분기로 동작하여 저주파수의

잡음을 제거하게 된다. 이러한 회로를 이용하여 복부 혹은 가슴둘레의 변화를 측정할 수 있으며 측정된 전압신호는 제어기로 입력되어 직렬포트를 통해 컴퓨터로 전달된다. 제어기에서는 각각의 전압 값을 디지털화한 후 각 데이터 값을 쉽게 구분하기 위해서 복부 스트레치 센서에 의한 전압은 짝수로, 가슴 스트레치 센서에 의한 전압은 홀수로 코드화하여 컴퓨터로 전송한다. 이때 컴퓨터의 직렬포트는 12 V 전원을 사용하므로 max232 칩을 이용하여 인터페이스 하도록 하였다. 그림 3에서는 이러한 과정을 통하여 설계된 전체 하드웨어의 회로도를 나타내고 있고 그림 4에서는 이를 이용하여 측정한 복식호흡 및 흉식호흡 시의 전압의 변화를 측정한 것이다.

그림 4의 각 그림에서 가로축은 시간으로 한 칸에 1초를 나타내며 세로축은 증폭기의 출력전압을 나타내며 내는 것으로 한 칸에 2 V를 나타낸다. 그리고 ch 1의 곡선(상측)은 복부를 두르고 있는 스트레치 센서에 의한 전압변화이고, ch 2의 곡선(하측)은 가슴에 설치된 스트레치 센서에 의한 전압변화를 나타낸다. 호흡을 함에 따라 각각의 스트레치 센서가 동시에 늘어남을

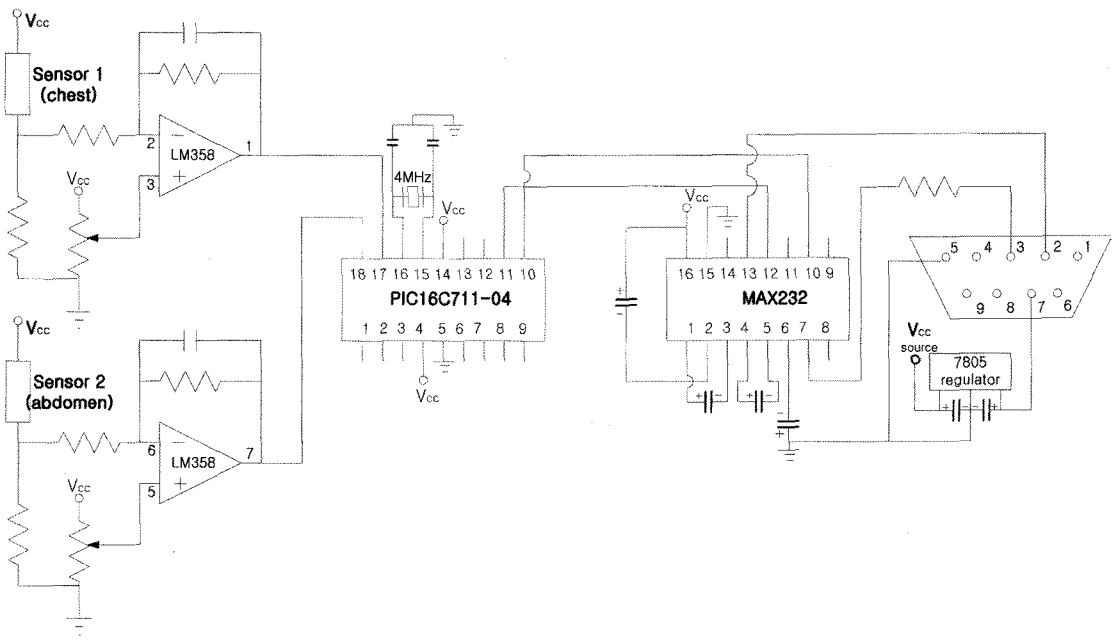
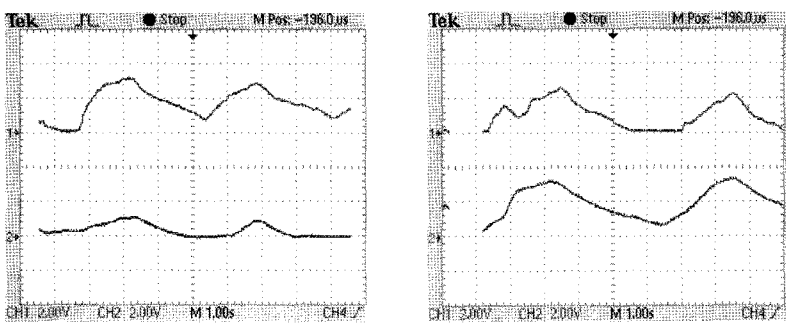


그림 3. 설계된 전체 제어기의 회로도
Fig. 3. The designed amplifier and interface circuit.



(a) (b)

그림 4. 설계된 회로를 이용하여 측정한 복식호흡(a) 및 흉식호흡(b) 시의 전압변화
Fig. 4. The output voltage waveform when user has (a) abdominal respiration and (b) chest respiration.

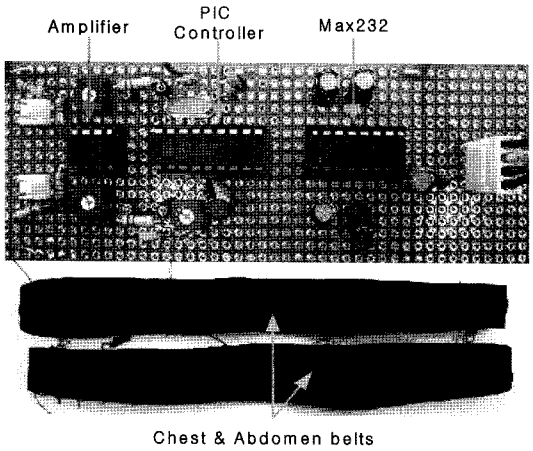


그림 5. 제작된 하드웨어와 호흡 여부를 알기 위한 가슴 및 복부 착용띠

Fig. 5. The implemented circuit and belts which is used to check the breathing method.

알 수 있으며 복식호흡 시에는 ch 1의 변화가 크고 흉식호흡 시에는 ch 2의 변화가 큰 것을 알 수 있으며 전체적으로 같은 궤적을 가진다. 그러므로 이를 이용하여 사용자의 호흡 방법을 확인할 수 있다. 이와 같이 설계된 하드웨어 회로를 구현하고 스트레치 센서를 이용하여 복부 및 가슴에 설치할 수 있는 띠를 제작하여 그림 5에 나타내었다.

4. 소프트웨어의 구성

말더듬 치료 훈련기의 소프트웨어는 발성연습을 위한 것이다. 사용자의 선택에 의해 기본모음과 2음절 및 3음절 단어의 발성연습 그리고 어문에 대한 발성연습을 할 수 있도록 설계되어 있다. 프로그래밍은 GUI가 편리한 Director 프로그램을 이용하였고 C 언어를 이용하여 데이터를 수집할 수 있도록 하였다. 그리고 사용자가 발성 연습 시 자신의 말더듬 소리를 들으면 연습에 방해다 될 수 있기 때문에 자신의 소리가 들리는 것으로 제한 할 수 있도록 백색잡음을 발생시키도록 하였고 사용자의 말더듬 정도에 따라 백색차폐 소리크기를 조절할 수 있도록 하였다. 백색잡음은 wave파일을 저장한 후 연습을 할 때 헤드셉으로 소리가 출력되도록 하였고 사용자가 그 크기를 조절할 수 있도록 초기화면에 위치시켰다. 그러므로 사용자는 연습 전에 차폐되는 소리의 크기와 단어발성속도 및 발성되는 소리의 기본 크기를 설정할 수 있도록 하였다. 그림 6에 말더듬 치료 훈련기의 초기 화면을 나타내었다.

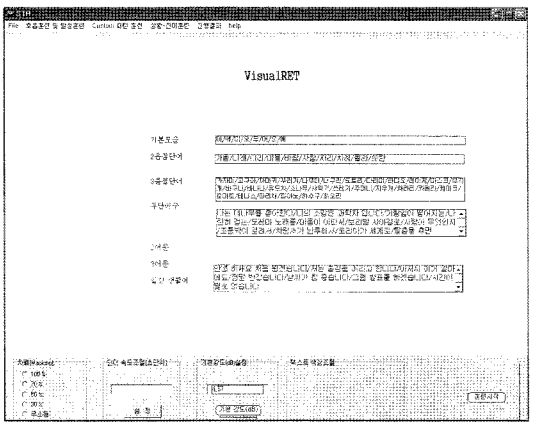


그림 6. 말더듬 치료 훈련기의 소프트웨어 화면

Fig. 6. The early screen of vocal exercises program.

5. 호흡방법의 확인

그림 4에서와 같이 호흡 방법에 따라 증폭기에서 출력되는 전압의 변화가 다르기 때문에 이를 이용하여 호흡 방법을 확인할 수 있다. 이때 잡음의 영향을 최소한으로 줄이기 위하여 한주기 동안의 전압 값을 적분하여 비교함으로써 호흡방법을 확인한다. 복부에 설치된 스트레치 센서의 영향으로 변화하는 전압 값을 V_a, 가슴에 설치된 스트레치 센서에 의한 전압 값을 V_c라 하면, 한주기 동안의 전압의 변화의 적분 값 V_{aT}, V_{cT}과 그 차이 V_d는

$$V_{aT} = \sum_{n=1}^{N} V_a(n) \tag{2}$$

$$V_{cT} = \sum_{n=1}^{N} V_c(n) \tag{3}$$

$$V_d = V_{aT} - V_{cT} \tag{4}$$

로 나타낼 수 있다. 이때 N는 호흡 한주기 동안의 샘플링 수이다.

호흡 주기의 시간은 일정하지 않고 변화하기 때문에 계속적으로 계산을 해 주어야 하는데 전압값 V_a 또는 V_c의 최소값의 사이의 시간 차이를 구하여 둘 중에서 큰 것으로 취하게 된다. 두 전압의 차 V_d는 호흡에 의해 확장된 가슴 및 복부의 둘레의 차이를 나타내게 된다. 그러므로 복식호흡을 할 경우에는 이 값이 양수가 되고 흉식호흡을 하게 되면 음수로 나타나므로 전압 V_d의 부호를 이용하여 호흡방법을 쉽게 판별할 수 있다.

제어기에서는 각각의 전압을 표본화하여 연속적으로

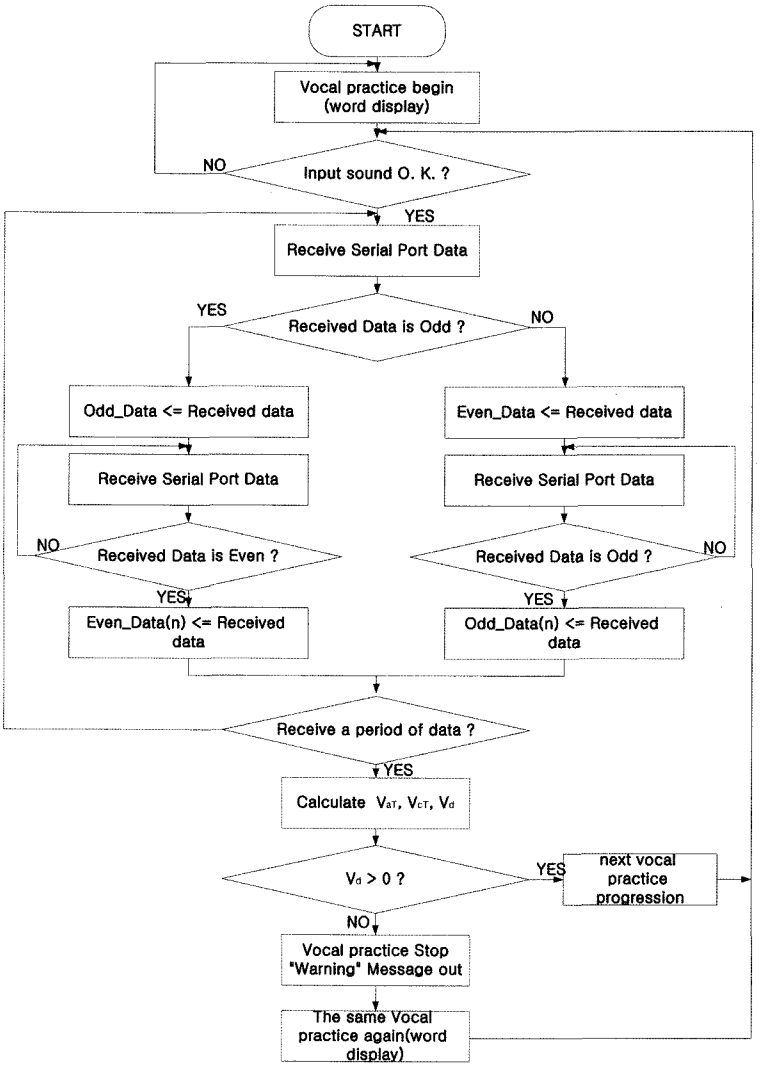


그림 7. 복식호흡 유도를 통한 말더듬 치료 훈련기의 제어 흐름도
Fig. 7. A flowchart of the software program.

컴퓨터로 데이터를 전송하며 컴퓨터에서는 소프트웨어를 통하여 식(2)~(4)를 이용하여 호흡 방법을 판단하게 된다. 그림 7에서는 프로그램에서 전압변화를 입력받아 복식호흡 여부인지를 확인한 후 발성연습 프로그램을 구동하는 소프트웨어의 순서도를 나타내었다.

그림 7을 살펴보면 시스템이 시작되면 소프트웨어는 발성훈련 프로그램을 시작한 후 마이크로폰을 통해 입력되는 소리가 올바르면 제어기로부터 호흡데이터를 전송받는다. 이때 전송받은 데이터가 짝수이면 복부 스트레치 센서에 의한 전압 값이고 홀수 이면 가슴 스트레치 센서에 의한 전압 값이다. 호흡 한 주기 동안의 데이터를 받은 후 적분 값을 각각 구하고 이의 차이를 구한 후 호흡 방법을 판단한다. 이때 복식호흡이면 다음 발성연습을 진행하고 흉식호흡이면 이전의 발성연습을 다시 하도록 한다.

6. 말더듬 치료 훈련실험 및 검증

설계된 말더듬 치료훈련기를 제작한 후 이를 실제 말더듬환자에게 적용하여 훈련을 하도록 하여 성능을 검증하였다. 실험에 참여한 대상자는 남자 2명 및 여자 1명으로 각각 38, 26, 25세의 성인으로 오랜 기간 말더

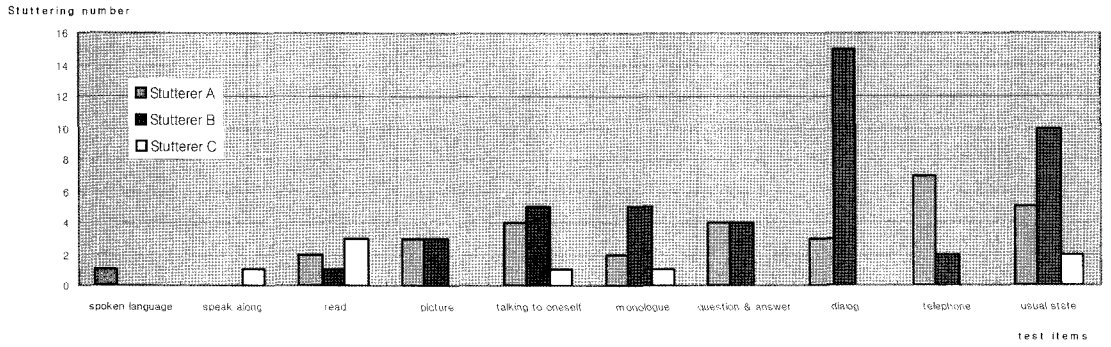


그림 8. 실험대상자의 전 말더듬 빈도 조사 그래프
Fig. 8. The stuttering conditions of three participators.

듬으로 인한 고통을 호소하는 사람들이었다. 실험에 앞서 실험참여에 대한 동의를 구한 후 먼저 말더듬 상태를 확인하기 위하여 말더듬 빈도를 조사하였고 각각 2달간의 훈련을 실시한 후, 말더듬 빈도를 조사하여 훈련전의 빈도와 비교함으로써 말더듬 완화효과를 확인하였다. 훈련 실시 이전에 조사한 실험대상자들의 말더듬 정도는 각각 분당 1.90단어, 3.37단어, 0.51단어를 더듬는 것으로 조사되었으며 이 결과를 그림 8에 나타내었으며 제작된 말더듬 치료 훈련기를 이용하여 발성연습을 하는 사진을 그림 9에 나타내었다. 그림 9을 보면 가슴과 배에 스트레치 센서가 들어있는 벨트를 착용한 후 발성연습을 하는 모습을 볼 수 있다.

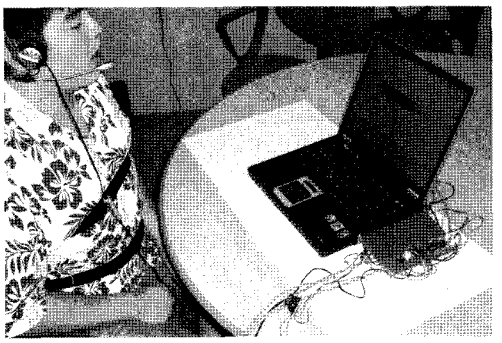


그림 9. 제작된 치료훈련기를 이용하여 발성연습을 실시하는 모습
Fig. 9. A participant training the vocal exercise with the designed device.

치료 훈련기를 이용한 발성 연습은 언어치료사의 지도아래 각 발성항목에 대하여 각각 2~5분간 연습을 실시하였고, 복식호흡을 유지하는 상태에서 되도록이면 천천히 말을 할 수 있도록 지도하였다. 훈련이 어느 정도 익숙해진 후 대상자는 계속적으로 가정에서 훈련을 실시하였으며 정기적으로 언어치료사의 도움을 받도록 하였다. 훈련시간은 대상자에 따라 조금씩 차이가 나지만 모음훈련에서 다음절 발성연습까지 회당 50분 동안 약 2개월간 훈련을 실시하였다. 훈련을 시키는 과정에

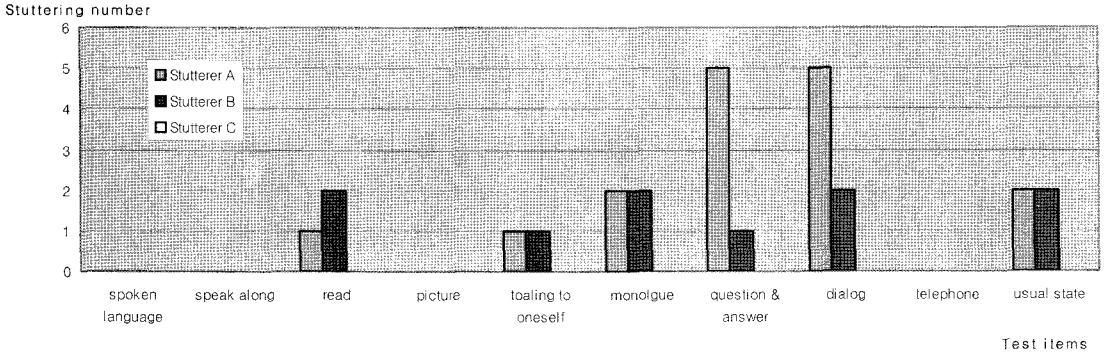


그림 10. 훈련실험 후 말더듬 빈도 조사 그래프
Fig. 10. The stuttering conditions of three participants when the training was finished.

서 발성연습 시의 과정에서 말더듬이 조금씩 개선되는 것을 확인하였으며 최종적으로 훈련이 완료된 후에는 피험자 스스로 말더듬이 완화된 것을 알 수 있을 정도로 상태가 호전되었다. 훈련을 실시 한 후 다시 말더듬 상태를 조사하였으며 그림 10에 발성연습을 실시한 후 조사한 말더듬 상태를 그래프로 나타내었다.

그림 8과 10을 비교하면 대부분의 경우에서 말더듬 상태가 호전된 것을 확인할 수 있으며 특히 말더듬 환자 C인 경우에는 훈련 후 말더듬 현상이 나타나지 않은 것을 알 수 있다. 훈련 후 조사된 평균적인 말더듬 정도는 각각 분당 0.77단어, 0.34단어, 0단어를 더듬는 것으로 조사되었다. 이러한 결과는 말더듬 치료훈련기의 효과가 아주 우수한 것임을 입증하는 것이다.

7. 결 론

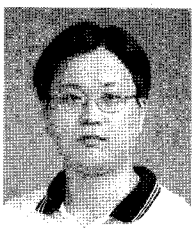
말더듬을 개선시킬 수 있도록 하기 위하여 복식호흡을 유도함으로써 호흡을 안정화하도록 하여 발성연습을 하도록 하는 말더듬 치료훈련기를 설계, 제작하였다. 스트레치센서를 이용하여 가슴 및 배에 벨트를 설치하여 센서의 저항변화를 관찰함으로써 호흡의 여부를 확인할 수 있도록 하였고 센서신호를 확인하여 복식호흡인 경우에만 발성연습이 진행될 수 있도록 프로그램하여 발성연습 소프트웨어를 설계하여 제작하였다. 제작된 말더듬 치료훈련기를 이용하여 3명의 피험자를 대상으로 훈련실험을 실시하였으며 그 결과 대상자 모두에게서 말더듬이 훨씬 개선됨을 확인하였다. 이러한 말더듬 치료훈련기의 개발은 전인구의 1~3 %에 이르는 말더듬 환자에게 희소식이 되며 이들의 개인생활 및 사회 적응에 큰 도움이 될 것이다.

감사의 글

이 논문은 2004학년도 대구대학교 학술연구비 지원에 의한 논문임.

참고 문헌

[1] Hugo H. Gregory, *Stuttering Therapy Rationale and Procedures,* Allyn and Bacon, 2003.
[2] 권도하 역, 말더듬 임상관리, 한국언어치료학회, 1995.
[3] D. A. Shapiro, *Stuttering intervention.* Austine: Proed, 1999.
[4] E. B. Cooper, *Intervention procedures for the young stutterer. In: H. H. Gregory, Controversies about stuttering therapy,* Univ. park Press, Baltimore, pp. 63-96, 1979.
[5] O. Bloodstein, *A handbook on Stuttering*, 5th edition, Singular Publishing Group, Inc. Dan diego-London, 1995.
[6] C. Van Riper and L. Emerick, *Speech correction: an introduction to speech pathology and audiology.* Englwood Cliffs: Prentice Hall, 1984.
[7] O. P. Skljarov, "Neurodynamical route to chaos and normal speech vs. stuttering", *Proceedings of 2nd International Conference on Control of Oscillations and Chaos*, vol. 3, pp. 449-452, 2000.
[8] F. L. Metz, E. Z. Conture, and R. H. Colton, "Temporal relations between the respiratory and laryngeal system prior to stuttered disfluencies", *American Speech and Hearing Association Convention,* Houston, 1979.
[9] http://www.sts.co.il/DrFluency/Index.htm
[10] http://www.hsdc.org/Business/Speech/speecheasy.htm



송 병 섭

- 1994년 경북대학교 전자공학과 졸업
- 1994 ~ 1995년 (주)에스원 기획팀
- 1997년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2002년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)
- 2001 ~ 2002년 센서기술연구소 선임연구원
- 2003 ~ 2004년 첨단감각기능회복장치연구소 연구교수
- 2004년 ~ 현재 대구대학교 재활공학과 전임강사
- 주관심분야 : 재활시스템, 인공청각시스템, 의용전자

이 근 민

- 1984년 University of Wisconsin, Computer Science 학사
- 1987년 California state University, 특수교육 석사
- 1995년 Johns Hopkins University, 재활 및 특수교육공학 박사
- 1997년 ~ 현재 대구대학교 재활공학과 부교수
- 주관심분야 : 재활보조공학, 보조기기