

인공후두 제어원으로서의 흉골설골근 사용의 타당성 검증

민혜정·봉정표*·최홍식**·윤형로

= Abstract =

Electromyographic Study of the Sternohyoid Muscle to Control an Electrolarynx

Hea-Jung Min, Jung-Pyo Bong*, Hong-Shik Choi**, Hyung-Ro Yoon

We have been studying an implant type EMG-controlled electrolarynx. First of all, we propose the sternohyoid muscle(SH) as a control source of the electrolarynx. The purpose of this study is to investigate the possibility that subjects control voluntarily the constriction of their SH, and produce the control signals of electrolarynx. For this purpose, we carried out four experiments regarding the control of the electrolarynx.

At the results, we found that subjects can control the start/stop of constriction and the amplitude of EMG of their SH. Also, we ascertained the possibility that the start/stop of contraction of SH controls ON/OFF of sound source of the electrolarynx and the amplitude of EMG of SH controls the pitch frequency of the electrolarynx.

Key words : Electrolarynx, EMG, Sternohyoid muscle, Pitch frequency

서론

발성기능을 상실할 수 있는 질병으로 후두암이 있다. 후두암은 두경부의 암 중에서 가장 많이 발생하는 암으로 약1/3을 점유하고 있고, 남성에 많으며 50에서 70대 사이에 다발한다¹⁾. 즉 사회적으로 중요한 위치에서 활약하고 있는 층에 후두암이 발생하는 경우가 많으며, 이것은 후두암의 치료 후 재활의 중요성을 인식하는 요인이 된다.

후두암 등에 의해 후두를 적출한 사람은 물론 후두는 없지만, 후두를 제외한 구개, 혀, 입술 등 거의 대부분의 조음 기관이 정상적인 상태로 남아 있으므로, 여기에 어떠한 형태로든 음(音)을 넣어주게 되면 말하는 것이 가능하게 되며, 이를 대용발성이라 한다.

현재, 후두적출자의 대용발성법으로서는 식도 발성법, 기관 식도 셉트 발성법 및 피리식 인공후두 또는 전기인공후두를 사용하는 방법으로 대별되며, 여러 가지 연구가

보고되어 왔다. 그러나, 이들 대용발성법들에는 아직 많은 문제가 남아 있다²⁻⁷⁾. 특히, 식도 발성법을 제외한 대용발성법들은, 기구 또는 손을 사용해야만 되므로, 일상 생활에 있어 불편하다. 그러나 식도 발성법은 음성 지속과 음량에 있어서 인공후두에 떨어지며, 사람에 따라 식도 발성법으로 발성할 수 없는 경우가 있다^{1), 8)}. 기관 식도 셉트 발성법은 폐로부터의 호기류를 이용할 수 있는 것이 장점이지만 침 또는 음식물들이 기관 내로 들어가는 경우가 적지 않다는 단점이 있다¹⁾. 피리식 인공후두는 구강튜브가 입안에 있기 때문에 조음 조작에 제약을 받는다⁹⁾. 전기인공후두는 전기 에너지를 이용하므로 음성의 지속과 음량의 면에 있어서 유리하지만 단점으로 발화(發話)중에 유성/무성음의 구별 및 pitch 주파수의 제어가 어렵다^{1, 8, 10)}.

종래의 이들 대용발성법이 가진 단점을 개선한 근전위 제어형 체내내장 인공후두의 개발을 본 연구의 최종 목표로 한다. 따라서, 본 논문에서는 그 첫 단계로서, 근전위

연세대학교 의공학 연구소

Medical Engineering Research Institute, Yonsei University

*연세대 원주의과대학 이비인후과

Dept. of Otolaryngology, Wonju College of Medicine, Yonsei University

**연세대 영동세브란스병원 이비인후과

Dept. of Otolaryngology, Yongdong Severance Hospital, Yonsei University

통신저자 : 민혜정, (222-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234, Tel. (0371)760-2536 Fax. (0371)760-2197

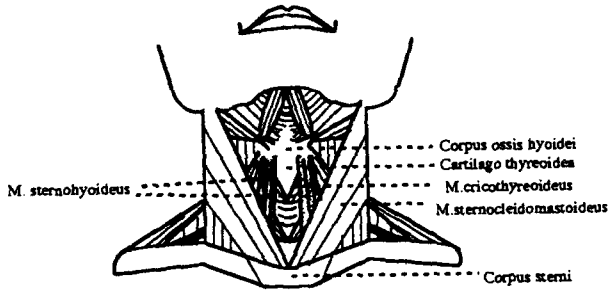


그림 1. 흉골설골근
Fig. 1. M. sternohyoideus(SH)

제어형 체내내장 인공후두의 제어신호원이 되는 근육을 선택하여, 그 근육이 인간의 의지에 따라 인공후두의 제어신호가 되는 근전위를 만들어 낼 수 있는가를 검증하였다.

본 론

1. 인공후두의 제어신호원이 되는 근육의 선택

인공후두를 제어하기에 적합한 근육은, 근육의 위치가 경부 부근에 있을 것, 가능하다면 발성과 관련이 있는 근육이어야 할 것, 다른 동작에 영향을 받지 않으며 또한 그 근육이 다른 근육에 영향을 주지 않는 것이 바람직하다. 그러나 후두 전 적출시, 발성에 관한 근육은 대부분 적출되어 버리므로 남겨질 수 있는 근육 중에 인공후두의 제어신호원을 선택해야만 한다. 본 논문에서는 하인두 수축근(constrictor pharyngeus inferior m.), 연구개근(soft palatine m.), 흉골설골근(sternohyoid m.)을 hooked wire 스텐레스 전극(0.05)과 생체용 증폭기(日本電氣三榮 : Polygraph Bio-AMP no.1243 (16Hz-10kHz))를 사용하여 정상 후두의 사람에게서 검사하였다.

하인두 수축근은 후두 적출시 일부가 남겨지는 근육으로서, 정상 후두를 가진 사람에게는 일상 회화시 전혀 활동하지 않는 근육이었으며, 본래 연하시 동작하는 근육이다. 따라서 이 근육을 인공후두의 제어신호원으로 할 경우, 연하시에도 움직이므로 발성을 의도하지 않을 때에도 인공후두가 동작할 가능성이 있다.

연구개근은 후두 적출시 적출 되지 않는다는 장점이 있지만, 비음의 경우에는 근활동이 거의 관측되지 않았다. 따라서, 인공후두의 제어원으로는 사용 불가능하다.

흉골설골근의 해부학적 위치는 그림 1과 같고, 원래의 기능은 설골을 끌어내리는 것이며, 낮은 pitch로 발성할 때도 활동한다^{11,12)}. 경부 림프절 전이가 없는 후두암 환자에서 후두 전적출 수술 시, 이 근육을 설골부에서 절단한 상태로 보존 가능하다. 실제로 검사한 결과의 예로

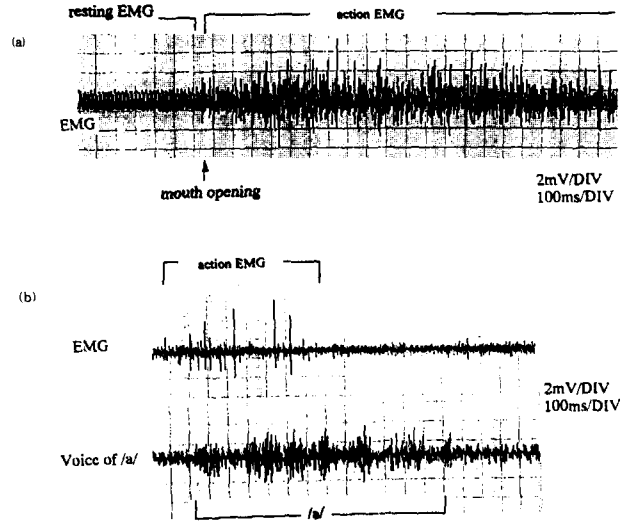


그림 2. 흉골설골근의 근전위
(a) 입을 벌리는 동작시 (b) /아/발성시
Fig. 2. SH EMGs
(a) SH EMG with subject's mouth open
(b) SH EMG with pronouncing /a/

서 그림 2와 같이 흉골설골근의 경우에 있어서 입을 벌리는 동작 시와 /a/를 발성할 때 근활동이 관측되었다.

본 논문에서는 제어신호원으로 흉골설골근을 선택하였다. 그 이유는 다음과 같다.

- i) 그 근육의 위치가 경부에 있다는 것,
- ii) 발성과 관련이 있다는 것,
- iii) 후두 전적출 수술시, 경우에 따라서 일부를 남겨 놓을 수 있다는 것,
- iv) 위 iii)과 보존한다면, 흉골설골근은 그 본래의 기능을 잃어버린 상태이며, 다른 동작으로 부터 큰 영향을 받지 않고, 또한 다른 근육에 영향을 주지 않으므로, 전기인공후두만의 독립적인 제어원으로 사용가능하기 때문이다.

2. 인공후두의 제어신호와 수의적으로 흉골설골근에 의한 제어 가능성 검증

흉골설골근의 근전위를 입력하여 인공후두를 제어하는 조건으로서, 음원의 시작과 정지 및 pitch 주파수 제어를 고려하였다. 음원의 시작과 정지 제어는 근활동이 시작하는 시점에서 인공후두 음원의 진동이 시작되고, 근활동의 종료시점에서 음원의 진동이 정지되는 것을 생각하였다. 인공후두의 pitch 주파수 제어에 있어서 근전위의 진폭이 작아짐에 따라 pitch 주파수가 높아지는 것을 고려하였다.

본 실험에서는, 발성 의도에 맞추어 인간 의지에 따라 흉골설골근의 근전위 신호 진폭과 시간을 조절하여 위의

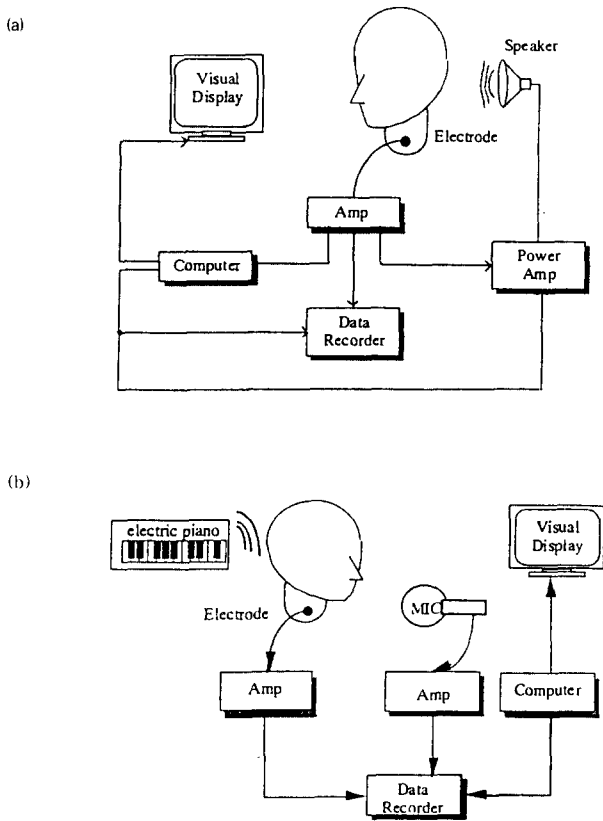


그림 3. 흉골설골근의 수의성에 관한 실험 시스템
 (a) 발성을 행하지 않는 경우 (b) 발성을 행하는 경우
 Fig. 3. Test systems of the SH EMG of voluntary contraction
 (a) Test system of the SH EMG when subjects don't speak
 (b) Test system of the SH EMG when subjects speak

제어신호를 만들어 낼 수 있는가를, 발성을 하지 않는 경우 및 발성을 할 경우에 대해서 각각 실험하였다.

실험장치는 그림 3에 제시하였다. 표면전극(東京 衛材 研究所 : TE-6135, 직경 : 20mm φ, Ag/AgCl단자)으로부터 도출한 흉골설골근의 근전위를 증폭기(전압이득 : 66dB, 주파수대역 : 16Hz-5kHz)를 통하여 컴퓨터(A/D 변환기의 분해능 : 12bit, 샘플링주파수 : 10kHz) 및 데이터 레코더에 기록하였다. 전극 위치에 대해서는, 피검자의 전경부 갑상연골(thyroid cartilage)의 높이로 2개의 측정 전극을 장착했으며, 기준 전극은 귀밑의 유상돌기부에 장착하였다.

발성을 하지 않는 경우의 그림 3(a)에서는 특히 피검자에게 주어진 청각 feed-back 신호로서 도출한 근전위를 전력 증폭기를 통해 스피커로 피험자가 들을 수 있게 했다. 후두적출후의 흉골설골근을 고려해, 윗니와 아랫니

를 괄몰어서, 하악을 고정하여, 다른 요인으로 인한 흉골설골근의 활동을 억제하였다.

발성을 할 경우의 그림 3(b)에서는 근전위의 기록과 동시에 음성도 데이터 레코더에 기록했으며, feed-back 신호로서 피험자의 EMG파형을 디스플레이하여 제시했다. 제시음을 위해 전자 피아노를 사용하였다. 후두적출후의 흉골설골근을 고려해, 하악을 거의 움직이지 않고 발성하는 /i/를 선택하여, 정상인이 흉골설골근을 제어하기 어렵게 하는 실험 조건 하에서 실험하였다. 각 실험에 임하기 전에 각 피험자의 근활동 강도 평가를 위해 피험자별로 기준 전위를 아래와 같이 설정하였다.

i) 피험자의 하악을 상방향으로 부하를 주며, 동시에 피험자는 하악이 올라가지 않도록 입을 벌림에 의해 아래 방향으로 힘을 주도록 하였을 때, 근활동의 시작으로부터 2초간의 근전위를 기록하였다. 이때의 2초간의 흉골설골근 근전위 trend를 이하 EMGstndrd라 한다.

ii) EMGstndrd에서 절대치의 평균 진폭을 구한다. 이를 이하 |EMGstndrd| avrg라 하며 이를 수식으로 나타내면 식1과 같다.

$$|EMGstndrd|_{avrg} = \left(\sum_{t=1}^{t=n} |EMG_t| \right) / n$$

{ n = 전체 sample수
 { EMG_t = t번째 sample의 EMGstndrd 전위--식1

이하의 전 실험에서, 피험자는 23-26세의 4명의 후두 기능이 정상적인 남자로 하였으며, 또한 20번 이상 반복 실험을 행하였다.

1) 흉골설골근 근수축의 시작과 정지의 수의성(실험1)

무 발성시 행해진 실험1은 인간의 의지에 따라 흉골설골근의 근수축을 시작하고 정지하는 것이 가능한가를 단순화한 모델로 검사한다.

디스플레이 위에 필로서 시작과 정지를 지시하였으며(이하 시각신호라 한다), 이것에 맞추어 흉골설골근의 수축을 시작하고 정지하도록 지시하였다. 시각 신호의 지속 시간은 3종류로서 1초, 3초, 5초이다. 본 실험에서는 보통의 1회 발화의 길이를 3초로 간주하여, 그것보다 짧은 것과 긴 것을 1초와 5초로 보았다. 한 피험자가 각 시각 신호에 대해 근수축을 각각 20번 이상 행하였으며 각 피험자의 시각 신호에 대한 근수축의 시작 지연과 정지 지연을 측정하였다.

그 결과는 그림 4에 나타내며, Ids와 Ide는 시각 신호의 rising/falling 에서 흉골설골근의 근전위 신호의 rising/falling까지의 지연시간을 나타내고 있다. 시각 신호에 대한 근수축 시작 지연(rds) 및 정지 지연(rde)의 4인 평균치는 각각 244ms와 128ms 이었다.

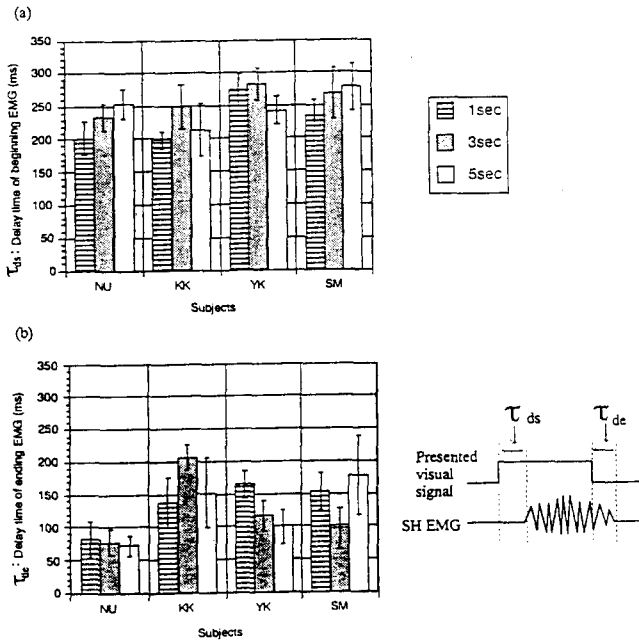


그림 4. 시각 신호에 따른 흉골설골근의 시간 수의성
 (a) 시작의 지연 시간차 (b) 정지의 지연 시간차
 Fig. 4. The time property of the SH EMG controlled voluntarily according to the visual stimulus
 (a) Delay time of the SH EMG from the beginning point of visual stimulus
 (b) Delay time of the SH EMG from the ending point of visual stimulus

2) 근수축의 시작/정지에 동기화 발화의 시작/정지(실험 2)

실험2에서는 발화중, 흉골설골근 근수축의 시작/정지에 동기 하여 발화의 시작/정지를 할 수 있는 가능성을 검사한다. 본 실험에서 /i/는 미소 레벨의 발화로 간주한다. 피험자는 시각적 지시에 맞추어서, /i/의 발성을 시작한다. 발성의 종료는 특별히 지시하지 않았으며, 1에서 3초간 계속 하였다. 이 발성에 맞추어서 흉골설골근의 근수축을 시작/정지하도록 지시했다. 각 피험자의 /i/ 음성에 대한 근수축의 시작 및 정지의 평균 지연 시간차를 구했다.

그 결과는 그림 5에 제시한다. /i/의 발성에 대한 근수축의 시작 및 정지 지연 시간차에서 4 사람 평균치는 각각 +208ms 및 -13ms 였다. 즉 /i/발성 시작보다 근수축의 시작은 평균 208ms 먼저 일어나고, 발성 종료후 평균 13ms지나서 근수축이 종료되었다. 또한, 시각신호의 시작으로부터 근전위의 시작까지의 시간은 평균 244ms 이었으므로, 시각 신호로 부터 음성까지의 시간은 452ms 가 된다.

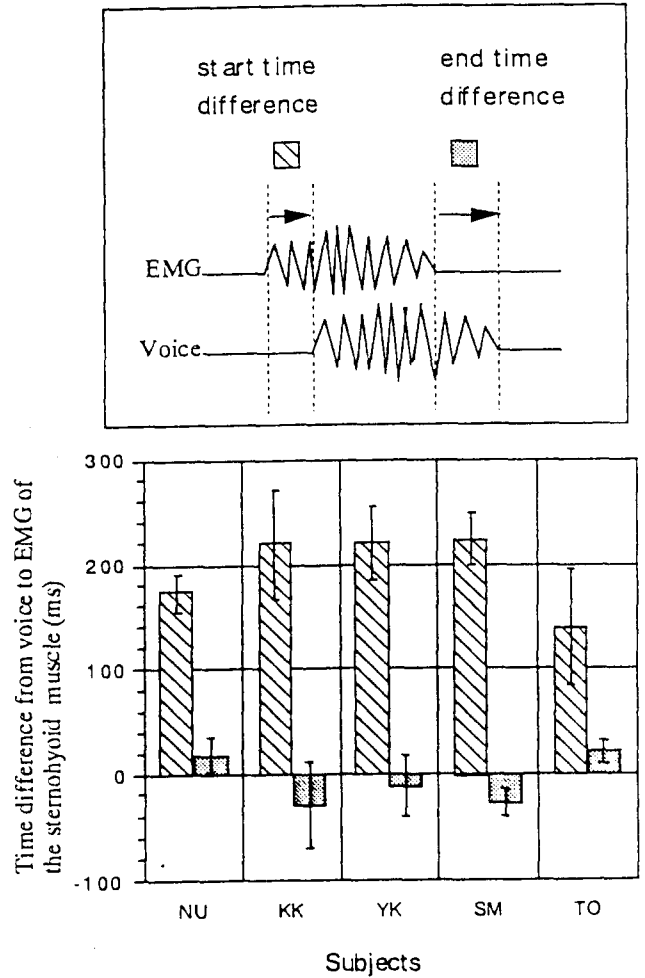


그림 5. /i/ 발성에 대한 근수축의 시작/정지의 지연 시간차
 Fig. 5. Time difference from the voice to the SH EMG at ON/OFF of the SH contraction pronouncing /i/

3) 흉골설골근 근전위의 진폭 조절의 수의성 (실험3)

무 발성시 행해진 실험3은 근전위의 진폭을 인간의 의지로 조절 가능한 가를 단순화한 모델로 검사한다.

실험3에서는 EMGstndrd의 전위를 컴퓨터에서 1/4, 2/4, 3/4, 4/4의 4종류의 단계로 감쇄시킨 것을 전력증폭기를 통해 스피커로 제시하였으며, 피험자는 이 제시음을 들은 후, 그 제시음과 똑같은 크기의 청각 feed-back이 얻어질 수 있도록 각각의 근전위를 제어하도록 지시 받았다. 근활동 시작으로부터 2초간의 근전위의 절대 평균 진폭을 구해, |EMGstndrd| avrg로 정규화 했다.

그 결과는 그림 6과 그림 7에 나타난다. 그림 6은 실험2의 한 예로서, 위로부터 시각신호, 제시음 및 흉골설골근의 근전위이다. 이 결과로 부터, 피험자가 시각 신호 및 제시음에 맞추어 흉골설골근의 근전위를 제어할 수 있는 것을 알 수 있다. 그림 7에서 횡축은 제시음의 강도를

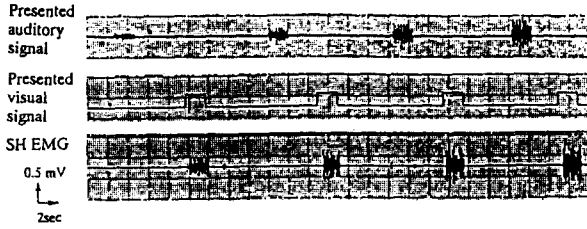


그림 6. 제시음에 의한 흉골설골근의 진폭 수의성의 실험
 Fig. 6. Experiment about amplitude property of the SH EMG according to the hearing stimulus

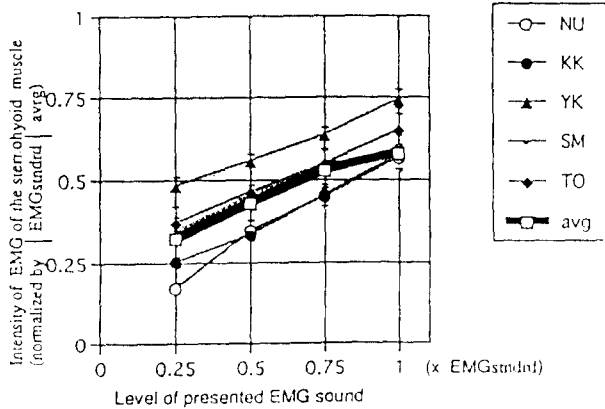


그림 7. 제시음에 의한 흉골설골근의 진폭 수의성
 Fig. 7. Amplitude property of the SH EMG according to the hearing stimulus

나타내며, 종축은 $|EMGstndrd| \text{ avrg}$ 로 정규화 되어진 근전위의 절대 평균 진폭을 나타낸다. 제시음이 커짐에 따라, 피험자의 근전위도 거의 직선적으로 증가하는 것을 알 수 있다.

4) 근전위의 진폭과 음성의 pitch 주파수 (실험4)

실험4는 발화중 근전위의 진폭 크기를 점점 크게 함과 동시에 음성의 pitch 주파수를 낮게 발생시키는 것이 가능한 가를 검사한 것이다. 파(F3=174.6Hz), 미(E3=164.8Hz), 레(D3=146.8Hz), 도(C3=130.8Hz)의 4종류의 제시음을 피험자에게 들려준 후, 그 제시음과 같은 음정으로 피험자가 /i/를 발성하며, 그와 동시에 근수축을 하도록 지시했다. 그때, 파, 미, 레, 도의 순으로 근전위의 진폭이 점점 커지도록 지시했다. 이때 음성의 pitch 주파수와 근전위를 측정했다.

또한, 대조적으로 근전위의 진폭 크기를 특별히 지시하지 않고, 파, 미, 레, 도의 음정으로 /i/를 발성할 때의 음성 pitch 주파수와 근전위도 측정했다.

데이터처리구간은 /i/ 음성 구간에 맞추어 근전위의 처리 부분을 선정했다. 그때의 근전위의 절대 평균 진폭을 구해, $|EMGstndrd| \text{ avrg}$ 로 정규화 했다.

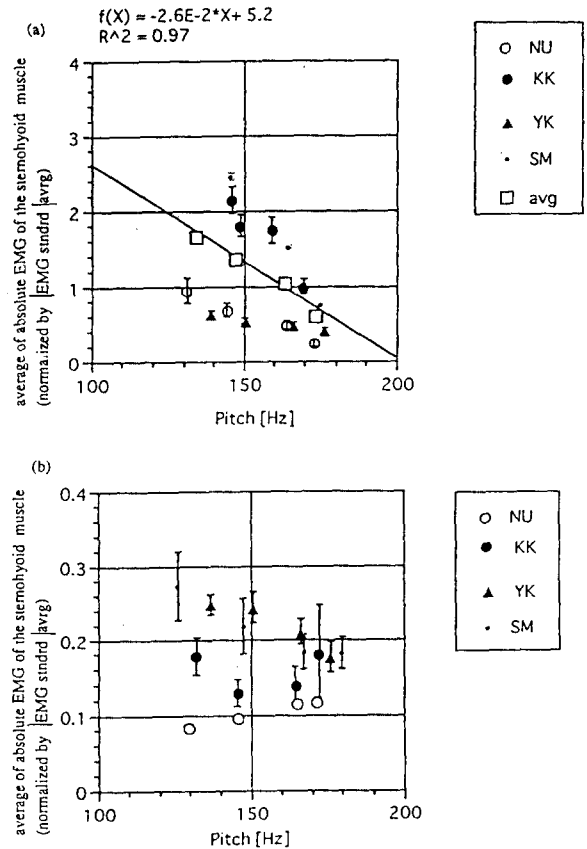


그림 8. C3(도)에서 부터 F3(파)까지의 pitch 주파수 변화에 대한 흉골설골근 근전위의 진폭 특성
 (a) 음정에 맞추어 수의적으로 근전위 진폭을 변화하도록 지시한 경우
 (b) 아무것도 지시하지 않은 평상시의 상태

Fig. 8. SH EMG amplitude according to pitch between C3 and F3

(a) The case that subjects are indicated the control of the SH EMG amplitude according to pitch between C3 and F3
 (b) The case that they are indicated nothing

그 결과는 그림 8에 제시한다. 그림 8(a)에서 음성의 pitch 주파수 변화와 근전위 평균치와의 관계를 보면, 전 피험자에서 부의 상관 관계로 나타난다. 그림 8(b)는, 근수축의 강도에 관한 지시 없이, 파, 미, 레, 도의 음정으로 /i/를 발화할 때의 근전위를 측정했기 것으로, 그림 8(a)와 다르게, 부의 기울기를 나타내지 않는 피험자가 4인중 2인이다.

고찰

본 논문에서 제시한 인공후두를 제어하는 조건 중, 인공후두 음원의 시작과 정지 제어를 고려한 실험은 실험1과 실험2이다.

일반적으로 시각 자극을 감지 뇌로부터의 신경지배에 의해 안구가 움직이기까지의 필요한 시간은 약 200ms이며¹³⁾, 이는 인간의 동작 중에 빠른 부류에 속한다. 이와 비교해 볼 때, 실험1의 결과는 피험자가 시각신호를 감지 홍골설골근의 근수축을 시작 또는 정지하기까지의 시간이 각각 244ms 및 128ms이었던 것이며, 즉, 홍골설골근의 근전위의 시작 과 정지 동작은 인간의 동작 중에서도 비교적 빠른 부류에 있다고 볼 수 있다. 그리고, 홍골설골근의 근수축을 수의적으로 행할 수 있는 것을 알았다. 이들로 부터, 홍골설골근 근수축의 시작과 정지를 인공후두의 음원의 ON/OFF 제어신호원으로 사용가능하다는 것을 알았다. 여기에서 정지의 지연 기간이 시작의 지연 기간보다 더 짧은 이유는, 1초, 3초, 5초 순으로 반복하여 실험을 행하였으므로 피험자가 시각신호의 끝나는 부분을 예측한 결과라고 추정된다.

실험2의 결과에서 시각 신호로부터 음성까지의 시간이 약 452ms였던 것은, Klapp¹⁴⁾가 행한 실험에서 시각 신호로부터 발성까지의 시간이 평균 393ms 이었던 것을 고려할 때, 실험2의 결과는 타당한 것으로 간주된다. 그림 5로부터, 근전위가 음성보다도 먼저 활동하는 것을 알 수 있으며, 인공후두의 제작에 있어서는, 홍골설골근의 근수축의 시작 후, 인공후두의 음원의 진동을 시작하는 것이 가능하므로, 인공후두의 음원의 ON신호로서 충분히 사용가능하다는 것을 알 수 있다. 또한 그림 5로부터, 홍골설골근의 시작/정지에 동기해 발화를 시작/정지할 수 있는 것을 알 수 있다. 이 결과로부터, 발성 의도시에 일치한 인공후두의 음원을 진동시키는 것이 가능하다고 생각 할 수 있다. 발성에 대한 근수축의 시작의 지연 시간차가 정지의 지연 시간차보다 긴 것은 음을 내기 전에 홍골설골근이 먼저 활동하기 때문으로 사려된다.

본 논문에서 제시한 인공후두를 제어하는 조건 중, 인공후두 pitch 주파수 제어를 고려한 실험은 실험3과 실험4이다.

실험3의 결과인 그림7에서 근활동의 강도는 적어도 4단계로 수의적으로 제어 가능함을 알았다. 즉, 홍골설골근 근전위의 진폭이 인공후두의 pitch 제어신호원으로 사용가능함을 알았다. 또한, 보통의 대화에서는 pitch를 크게 변화시키지 않으므로, 4단계의 pitch 변화로 일상 대화가 가능하다는 생각에서, 실험3과 실험4에서는 4단계를 고려하였다.

실험4의 결과인 그림 8(a)로부터, 4인의 데이터 전부가 부의 기울기를 나타내며, pitch가 낮아짐에 따라 근전위의 진폭을 크게 하는 것이 가능했다. 근전위의 진폭을 바꾸려 노력하지 않는 일상생활의 발화와 동일한 상태에서 pitch만을 변화게 하는 실험 결과인 그림 8(b)는 그림 8(a)와 달리 기울기가 부를 나타내지 않는 피험자가 4명

중 2명이다. 부의 기울기를 나타내지 않는 2명은 기본 주파수가 각각 110Hz 및 130Hz정도 였다. 홍골설골근은 평상시보다 낮은 pitch를 낼 때 움직이는 근육이어서^{11,12)}, 선천적으로 목소리가 낮은 사람에게서는 이번에 사용한 제시음보다, 그 피험자의 평상시 목소리의 pitch가 더 낮기 때문에, 홍골설골근의 근활동이 pitch에 따라 변화하지않은 것으로 추정된다. 그림 8(a)와 (b)의 결과를 정리해 보면, pitch 제어에 있어서, 생리적 활동 결과인 그림 8(b)를 빼도, 그림 8(a)의 발화 상태에서 홍골설골근 근전위의 진폭을 제어할 수 있는 것을 알았다. 또한, 이 결과로부터, 홍골설골근의 EMG의 진폭이 점점 크게 되는 것에 따라 음원의 진동 주파수를 점점 낮게 하는 방법을 홍골설골근으로 제어되는 인공후두의 pitch제어 설계 지침으로서 사용가능하다.

한편, 근전위의 진폭이 커짐에 따라, pitch 주파수를 크게 하는 방법도 전기인공후두의 pitch 제어 방식으로 사용가능하나, 조음 조작으로 인해, 하악이 불안한 상태에서는 충분한 고려가 필요¹⁵⁾하므로 본 논문에서는 홍골설골근의 EMG의 진폭이 점점 크게 되는 것에 따라 음원의 진동 주파수를 점점 낮게 하는 방법을 고려하였다.

결 론

본 논문은 근전위에 의해 제어되는 체내내장형 전기인공후두의 개발을 위한 기초단계로서 부위적 및 생리학적 인 관점에서 적합한 근육으로서 홍골설골근을 선택하였다. 또한 홍골설골근이 인간의 의지에 따라 인공후두의 제어신호가 되는 근전위를 만들어 낼 수 있는가를 검증하였다.

본 연구에 있어서 얻은 결과를 정리한다면, 아래와 같다.

- 1) 수의적으로 홍골설골근의 근수축의 시작과 정지를 제어 할 수 있다는 것을 확인했다.
- 2) 홍골설골근의 근전위로 인공후두의 ON/OFF제어가 가능하다.
- 3) 수의적으로 홍골설골근 근전위의 진폭을 4단계로 제어 할 수 있다는 것을 확인했다.
- 4) 홍골설골근의 근전위로 인공후두의 pitch 제어가 가능하다.

이상으로 홍골설골근의 근전위로 인공후두를 제어 가능함을 알 수 있으며, 본 연구 결과를 기초로 하여, 금후에 후두적출자에게 보다 편리한 근전위제어형 인공후두를 개발하려 한다.

이 연구는 근전도신호를 제어원으로 사용하는 응용분야에 있어, 근전도의 시간 및 진폭의 수의적 가변성에 대한 기초데이터를 제공하였다.

참 고 문 헌

1. 福田宏之, “人工喉頭を用いた無喉頭發聲の現状と將來”, 日本音響學會誌, 44券, 2號, pp.130-134, 1988.
2. A. Pruszewicz, B. Woznica, A. Kruk-zagajewska and A. Obrebowski, “*Electromyography of cricopharyngeal muscles in patients with oesophageal speech*”, Acta Otolaryngol (Stockh), vol. 112, pp.366-369, 1992.
3. M. Seeman, “*Rehabilitation of laryngectomized subjects*”, Acta otolaryngologica, vol. 64, pp.235-241, 1967.
4. 大森孝一, “氣管食道シャントによる發聲機構”, 耳鼻臨床, 85券, pp.447-461, 1992.
5. 垣田有紀, 平間淳司, “電子式人工喉頭における音律情報と無聲子音の調節”, 信學技報, SP88-148, pp.25-30, 1988.
6. 八幡英子, 伊福部達, “音聲のピッチパターンを考慮した電氣人工喉頭”, 音聲言語醫學, 30券, pp.309-313, 1989.
7. 小林範子, 本田清志, “voicing distictionの生成と知覺: 電氣人工喉頭を用いた音聲による検討”, 信學技報, SP91-45, pp.376-377, 1991.
8. 高橋宏明, “無喉頭發聲-治療の一環として”, 音聲言語醫學, 28券, pp.132-134, 1987.
9. J. H. Rogers, J. M. Fredrickson and D. P. Bryce, “*New techniques for vocal rehabilitation*”, Can. J. Otolaryngol., vol. 4, pp.595-604, 1975.
10. M. S. Weiss and A. G. Basili, “*Electrolaryngeal speech produced by laryngectomized subjects: perceptual characteristics*”, J. Speech Hearing Res., vol. 28, pp.294-300, 1985.
11. H. Hirose, “*Electromyography of articulatory muscle: Current instrumentation and technique*”, Has-kins status report, SR25-26, pp.73-86, 1971.
12. M. Hirano and J. Ohala, “*Use of hooked-wire electrodes for electromyography of the intrinsic laryngeal muscles*”, J. Speech and Hearing research, vol. 12, pp.362-373, 1969.
13. 田崎京二, 小川哲朗, 新生理科學大系第9券, 感覺生理學, 東京, 醫學書院, 216-7, 1989.
14. S. T. Klapp, “*Implicit speech inferred from response latencies in same-different decisions*”, J. Experimental Psychology, vol. 91, no. 2, pp.262-267, 1971.
15. H. J. Min, M. Takahasi, N. Nishizawa, S. Nishizawa, N. Uemi, T. Ifukube and Y. Inuyama, “*Two pitch control methods of an electrolarynx controlled by the sternohyoid muscle*”, IPSJ SIG Notes, vol. 94, no. 74, pp. 37-43, 1994.

= 국문초록 =

종래의 전기인공후두의 단점을 보완하기 위해, 근전위제어형 체내내장 전기인공후두를 개발하기 위한 첫 단계로서, 근전위제어형 체내내장 인공후두의 제어신호원이 되는 근육을 선택하였으며, 이 근육이 인간의 의지에 따라 인공후두의 제어신호가 되는 근전위를 만들어 낼 수 있는가를 검증하였다.

경부의 여러근육에 대해 실험한 결과, 인공후두의 제어신호원이 되는 근육으로 흉골설골근을 선택하였으며, 흉골설골근의 근전위가 인간의 의지로 제어 가능한가를 확인하는 실험을 행하였다.

실험 결과 시각 및 청각 신호에 따라 흉골설골근 근전위의 지속시간 및 진폭을 수의적으로 제어 가능하다는 것을 확인하였으며, 흉골설골근의 근전위를 인공후두의 제어신호원으로 사용가능함을 확인하였다.