

근전위 제어형 인공후두의 설계*

연세대학교 원주보건과학대학 의공학 연구소**
연세대학교 이비인후과학교실 음성언어의학연구소***

민혜정** · 최홍식*** · 윤형로**

연세대학교 원주의과대학 이비인후과학교실

봉 정 표

= Abstract =

The Design of an Artificial Larynx Controlled by the EMG

Hea-Jung Min, Ph.D.,** Hong-Shik Choi, M.D.,*** Hyung-Ro Yoon, Ph.D.**

*Medical Engineering Research Institute,** Yonsei University, Wonju, Korea
Department Otorhinolaryngology, The Institute of Logopedics and Phoniatics,***
Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea*

Jung-Pyo Bong, M.D.

Department of Otorhinolaryngology, Wonju College of Medicine, Yonsei University, Wonju, Korea

In this paper, we developed an electrolarynx controlled by the EMG(*electromyography*) of the sternohyoid muscle, and tested the property of the new electrolarynx while normal persons with his own larynx use it. For the examination of property of the developed electrolarynx, our researchers performed three different experiments. The first experiment was tested whether that on/off control of the vibrator of the electrolarynx is synchronized with the activity of the sternohyoid EMG. In the second experiment, it was tested when the lower amplitude of the sternohyoid EMG is produced, whether the higher pitch of the electrolarynx is produced, and vice versa. The third experiment was tested the probability that the electrolarynx can produce the voiceless sound.

As the results, we found that the developed electrolarynx had the good property of the on/off vibrator control and the pitch control of the electrolarynx. Also, we ascertained the possibility that it can produce the voiceless sound.

KEY WORDS : Artificial Larynx · EMG · Sternohyoid muscle.

서 론

후두 적출자가 가장 손쉽게 발성할 수 있는 대응 발성

*본 논문은 보건복지부 G7 의료공학 기술개발사업 연구비 (1996년도)의 지원으로 이루어졌음.

법으로 전기 인공후두의 사용을 들 수 있다. 전기 인공후두에는 neck type와 mouth type 2가지 방식이 있다³⁾

⁸⁾ 그중 mouth type은 전기적으로 발생한 진동을 튜브 등을 이용하여 구강내로 보내는 방식으로³⁾⁸⁾, mouth type 전기 인공후두에 관한 연구는 1918년, Onodi가

발신기의 음을 증폭하여 튜브로 구강 내에 이끌어내는 방법을 고안하였다⁶⁾⁸⁾. 그 후, 여러 가지가 개발되었으며, 그중 어느 정도 pitch를 가변 가능한 것도 있으나 타 피아와 비교하여 큰 이점이 없다³⁾.

가장 널리 사용되는 전기 인공후두는 neck type이며, 그 원리는 전경부에 직접 진동체를 장착하여 인두 점막을 진동시켜 음원을 만들어 그 음원을 구강 내에 전달하는 것이다³⁾⁸⁾. Neck type 전기 인공후두의 연구로서는, 1942년 Green은 전지식 전기 인공후두를 고안하였으며⁴⁾, 1959년 Barney등은 선택적으로 pitch의 조절을 가능하게 한 소형의 전기 인공후두를 개발하였다²⁾.

일반적으로 전기 인공후두로 발성하는 것은 전기 에너지를 사용하므로 어느 다른 대용 발성법 보다 장시간 회화가 가능하다는 것과 음량이 좋다는 장점이 있다. 그러나, 현재 시판되고 있는 인공후두는 손으로 인공후두를 경부에 장착하고, 음의 강도와 pitch를 변하게 하는 스위치를 손가락으로 조절해야만 하는데, 실제로 회화 중에 잘 조절한다는 것은 거의 불가능하므로, 음질이 기계적이어서 회화가 단조로우며, 명료도도 나쁘고, 발성을 의도했을 때 자유롭게 발성하는 것도 어렵다³⁾⁷⁾⁸⁾⁹⁾. 그러나 아직 이런 손가락으로 조절하는 방식 이외에는 실용화된 것은 없다⁸⁾. 무엇보다도 큰 문제는 항상 전기 인공후두를 지니고 있어야 하며, 회화 중에는 한 손은 항상 전기 인공후두를 사용해야 하므로 일상생활에 있어 크게 불편하다.

따라서 상기의 단점을 개선한 근전위 제어형 전기 인공후두를 개발하는 것을 본 연구의 목적으로 하여, 그를 위한 첫 단계로 인공후두 제어원으로서의 흉골설골근 사용의 타당성 검증에 관해 이미 발표한바 있다¹⁾. 다음 단계로서 여기서는 흉골설골근 근전위에 의해 제어되는 인공후두를 시험 제작하여 그 성능을 음원의 시작과 정지, pitch 주파수 제어, 무성음의 생성에 관해 평가하였다.

흉골설골근 인공후두의 시험제작

근전위 제어형 인공후두의 제어 조건으로서, 음원의 시작과 정지, pitch 주파수 제어, 무성음과 유성음 생성을 고려하였다. 음원의 시작과 정지 제어는, 근활동이 시작하는 시점에서 인공후두의 음원의 진동을 시작하고, 근활동의 종료시점에서 음원의 진동을 정지하게 하는 것을 고려하였다. 인공후두의 pitch 주파수 제어에 있어서 근전위의 진폭이 작아짐에 따라 pitch 주파수가 높아지는 것

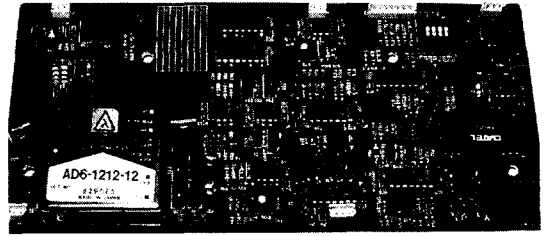


Fig. 1. The circuit of new electrolarynx controlled by the EMG of sternohyoid muscle(SH).

을 고려하였다. 무성음과 유성음의 생성에 관해서는 근활동이 관측되는 구간을 유성음으로 하고, 단시간 근활동이 관측되지 않는 구간을 무성음으로 고려하였다.

근전위 제어형 인공후두의 시스템 구성에 있어서는 표면전극으로부터 도출된 흉골설골근 근전위를 전치 증폭기를 통해, 전파 정류하여 포락선을 검출한다. 검출한 포락선을 슈미트 트리거 회로를 통하여, 인공후두 음원을 시작 및 정지시킨다. 또한 인공후두의 pitch 주파수 제어를 위해, 그 포락선에 의해 VF 변환기로 진동자의 구동주파수(57Hz~167Hz)를 결정한다. 제작된 인공후두 회로를 Fig. 1에 제시한다.

인공후두의 평가 방법

제작된 인공후두의 성능을 검사하기 위해, 제작한 인공후두를 사용하여 발성을 행하여, 인공후두 음원의 ON/OFF 및 pitch 주파수 제어에 대한 실험을 행하였다. 본 인공후두의 성능 검사를 위한 실험 장치는 Fig. 2와 같다. 이하의 전 실험에서, 피험자는 23~26세의 4명 이상의 후두기능이 정상적인 남자로 하였으며, 20번 이상 반복 실험을 행하였다.

각 실험에 임하기 전에 각 피험자의 근 활동 강도의 평가를 위해 피험자별로 기준 전위를 아래와 같이 설정하였다.

1) 피험자의 하악을 상방향으로 부하를 주며, 동시에 피험자는 하악이 올라가지 않도록 입을 벌림에 의해 아래 방향으로 힘을 주도하도록 하였을 때, 근 활동의 시작으로부터 2초간의 근전위를 기록하였다. 이때의 2초간의 흉골설골근 근전위 trend를 이하 EMG_{sndrd} 라 한다.

2) EMG_{sndrd} 에서 절대치의 평균 진폭을 구한다. 이를

이하 $|EMG_{smdrd}|_{avg}$ 라 하며 이를 수식으로 나타내면 식 1과 같다.

$$|EMG_{smdrd}|_{avg} = \frac{\sum_{t=1}^{t=n} |EMG_t|}{n} \quad \text{식 1}$$

(단 n =전체 sample수,

EMG_t = t 번째 sample의 EMG_{smdrd} 전위)

1. 음원의 ON/OFF 제어의 실험(실험1)

흉골설골근 근수축의 시작/정지에 동기 되어 제작된 인공후두의 음원이 ON/OFF를 행할 때의 특성을 검사하기 위해, 근수축의 시작/정지로부터 인공후두에 의한 음성의 시작/정지까지의 지연 시간차를 검사했다. 피험

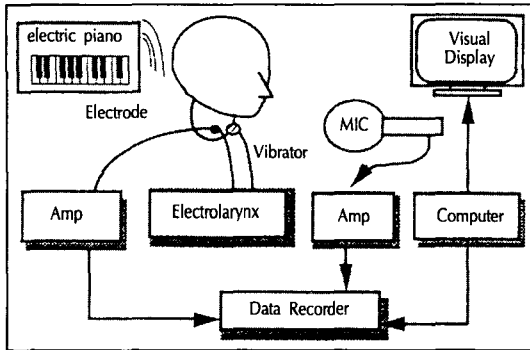


Fig. 2. Block diagram of experimental system.

자는 시각신호에 맞추어 조음기관을 /i/의 발생과 똑같은 형태로 하여 인공후두를 동작시켰다.

2. pitch 주파수 제어의 실험(실험2)

실험 2는 제작한 인공후두를 사용한 발화중 근전위의 진폭과 인공후두에 의한 음성의 pitch를 검사한다. 전자 피아노의 파(F3=174.6Hz), 미(E3=164.8Hz), 레(D3=146.8Hz), 도(C3=130.8Hz)의 4종류의 제시음을 피험자에게 들려준 후, 조음기관을 /i/의 발생과 똑같은 형태로 하여 제작된 인공후두를 사용하여 제시음과 똑같은 음정으로 음을 내도록 지시하였다. 이때 음성의 pitch 주파수와 근전위를 측정했다.

데이터 처리 구간은 /i/ 음성 구간에 맞추어 근전위의 처리 부분을 선정했다. 그때의 근전위의 절대 평균 진폭을 구하여, $|EMG_{smdrd}|_{avg}$ 로 정규화했다.

3. 무성음에 관한 실험(실험3)

무성음에 있어서 비교적 단시간의 발생의 정지를 고려하여, 제작한 전기 인공후두 음원의 ON/OFF를 반복하는 실험을 행했다. 3초간의 시간 제시 신호에 맞추어서, 조음기간을 /i/의 발생과 똑같은 형태로 해서 제작한 전기 인공후두를 사용하여, 음원의 시작과 정지를 가능한 빨리 반복하도록 지시했다. 각 피험자에 있어서 제작한 전기 인공후두에 의한 음성의 지속시간 및 정지시간을 측정하였으며, 동시에 흉골설골근 근전위의 ON/OFF

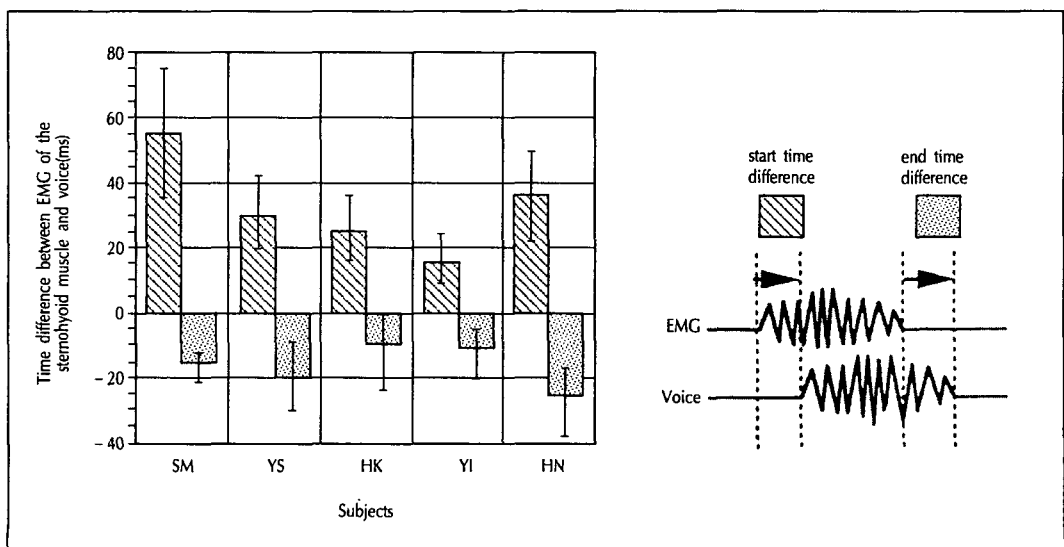


Fig. 3. start time and end time difference between SH EMG and voice while subjects are phonating with using an electrolarynx.

시간도 측정하였다.

결 과

실험 1의 결과는 Fig. 3에 제시한다. 인공후두에 의한 발성은 근수축의 시작으로부터 평균 41ms 늦으며, 근수축의 종료로부터 23ms 먼저 끝나는 경향이 있다. 이 결과로부터, 근전위의 시작/정지에 대응하여, 제작된 인공후두는 재빨리 발성의 시작/정지를 행할 수 있었던 것을 확인할 수 있었다.

실험 2의 결과인 Fig. 4는 본 인공후두에 의한 음성의 pitch 주파수와 근전위의 평균치와의 관계를 나타내며, 전 피험자에게서 부의 상관 관계를 나타냈다. 또한, 제작한 전기 인공후두를 이용한 발성에서는, 평균 85Hz로부터 143Hz까지의 pitch 주파수를 변화시키는 것이 가능했다.

실험 3의 결과는 Fig. 5에 제시한다. Fig. 5(a)는 피

험자 5명의 흉골설골근 근전위의 방전 지속 및 방전 정지를 나타낸다. 흉골설골근의 평균 지속시간은 160ms이며, 평균 방전 지속시간은 130ms이다. Fig. 5(b)에는 그때의 인공후두에 의한 음성의 지속시간 및 정지시간을

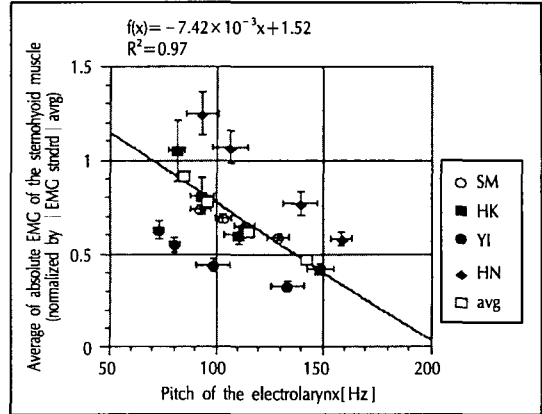


Fig. 4. Pitch and EMG amplitude relationship during /i/ pronunciation using a new electrolynx.

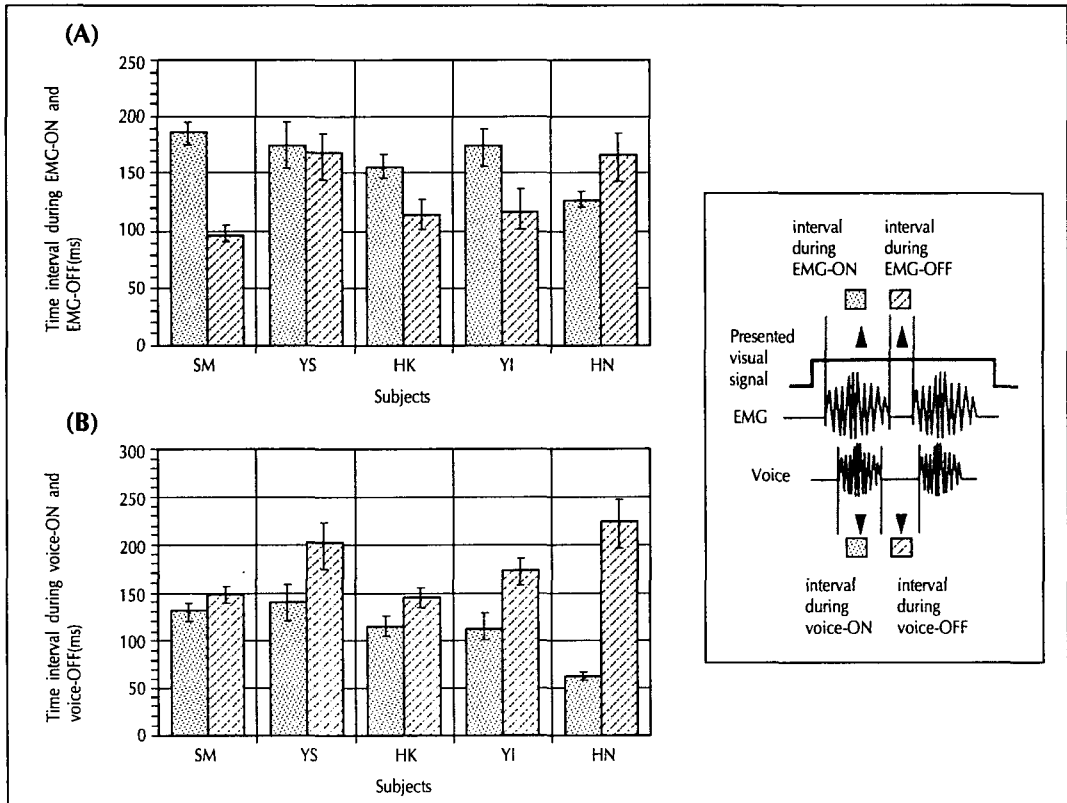


Fig. 5. ON/OFF time interval of SH EMG and voice while subjects repeat /i/ pronunciation. (A) Time interval of EMG-ON and EMG-OFF. (B) Time interval of voice-ON and voice-OFF.

나타내고 있으며, 인공후두에 의한 음성의 평균 지속 시간은 114ms이며, 평균 정지 시간은 178ms였다.

고 찰

실험 1은 발화 동작 자체에 의한 흉골설골근 수축을 가능한 한 적게 한 조건하에서, 시각 제시 신호에 따라 제작한 인공후두를 이용한 발화의 시작/정지와 흉골설골근 활동의 시작/정지와 시간차를 검토하기 위한 모델이다. Fig. 3에서 흉골설골근 근전위의 시작/정지에 동기 하여 인공후두를 이용한 발성을 시작/정지하는 것이 가능함을 알 수 있다. 피험자의 발성의도와 제작한 인공후두에 의한 발성의 일치에 관해서는, 시각 제시 신호로부터 근수축 시작까지의 시간이 약 244ms¹¹⁾이다는 것, 그리고 실험 1 결과에서 근수축의 시작 후 인공후두에 의한 발성이 평균 41ms 후에 있었던 것을 고려하면, 시각 제시 신호로부터 인공후두에 의한 음성시작까지의 시간차는 285ms가 된다. 이는 Klapp⁵⁾가 행한 실험 결과인 393ms를 고려한다면, 발성의도로부터 제작한 전기 인공후두에 의한 음성까지의 시간간격은 실용범위 이내에 있다고 할 수 있다.

실험 2는 4단계의 pitch제어로 일상회화의 pitch를 어느 정도 커버가 가능하다는 생각에서 인공후두의 pitch제어의 검토에 대해서 4단계를 고려하였으며, 실제 제작된 인공후두는 선형적으로 가변 하도록 제작되었다. Fig. 4는 4명의 데이터 진부가 부의 기울기를 나타내고 있어, 근전위의 진폭을 크게 함에 따라 제작한 인공후두를 사용하여 pitch 주파수를 낮게 발성하는 것을 4단계로 제어하는 것이 가능했다.

실험 3은 일시적으로 인공후두 음원의 진동을 정지시켜, 무성음의 발생이 가능한 상태로 만들어주는 것을 고려한 실험이다. 흉골설골근의 근수축을 일시적으로 정지 시킴에 의해, 인공후두의 음원도 일시적으로 정지하게 된다. 단, 무성 자음의 지속시간은 아주 짧은 무성 파열음에서 약 10~50ms, 아주 긴 무성 마찰음에서 100~180ms이므로¹⁰⁾, 음원 진동의 정지는 100ms 정도이어야 한다. 실험 3의 결과에서 피험자 5명의 흉골설골근 근전위의 방전 정지 시간은 96ms에서 162ms이었다. 이는 인공후두를 사용하지 않고 흉골설골근만의 수축/이완을 반복시킬 때의 방전 정지 시간 58에서 117ms¹¹⁾인 것과 비교하면, 실험 3 결과의 방전 정지 시간이 더

길다. 이는 근육을 제어하여 인공후두를 작동시켜야 한다는 것을 피험자가 너무 의식하기 때문에 온 심리적 요인으로 생각되어진다. Fig. 5(b)에는 5인의 인공후두에 의한 음성의 평균정지 시간은 178ms이며, 약100ms정도인 무성자음의 지속시간 보다 길다. 이 시간은 슈미트 트리거회로의 문턱치 레벨을 조정함에 의해 줄일 수 있다.

결 론

본 논문은 흉골설골근의 근전위에 의해 제어되는 인공후두의 개발에 따른 연구에 관해 보고한 것이다. 이것을 다음과 같이 정리한다.

1) 흉골설골근의 근전위에 의해 제어되는 인공후두를 제작하였다.

2) 피험자가 시험 제작된 인공후두를 사용하여 음원의 ON/OFF 제어 및 적어도 4단계의 pitch 주파수 제어를 할 수 있었다.

3) 시험 제작된 인공후두를 사용하여 무성음/유성음의 구별된 발성을 행할 수 있는 가능성이 있는 것을 확인하였다.

금후, 본 인공후두를 개선하여, 후두적출자에게 보다 적합한 인공후두를 개발할 예정이다.

References

- 1) 민혜정, 봉정표, 최홍식 : 의공학회지. 1996 ; 17 : 201-207
- 2) Barney HL, Haworth FE and Dunn HK : An experimental transsistorized larynx. *Bell Syst Tech J.* 1959 ; 38 : 1337-1356
- 3) Fukuda H : Today and tomorrow of alaryngeal voice with an artificial larynx. *The journal of the Acoustical society of Japan.* 1988 ; 44 : 130-134
- 4) Green JS : Rehabilitating the laryngectomized patient. *Bull Amer Cancer Soc.* 1942 ; 24 : 3-4
- 5) Klapp ST : Implicit speech inferred from response latencies in same-different decisions. *J Experimental Psychology.* 1971 ; 91 : 262-267
- 6) Onodi A : Ergebnisse der Abteilung für Hör-, Sprach-, Stimmstörungen und Tracheotomierte vom Kriegsschauplatze, mit einem rhino-laryngo-logischen Anhang. *Mschr Ohrenheilk.* 1918 ; 52 : 85-102

- 7) Weiss MS and Basili AG : *Electrolarygealspeech produced by laryngectomized subjects : Perceptual characteristics. J Speech Hearing Res. 1985 ; 28 : 294-300*
- 8) 大森孝一, 兒島久剛 : 振動部からみた喉摘後の大用音聲. 耳鼻臨床. 1990 ; 83 : 945-952
- 9) 高橋宏明 : 無喉頭發聲-治療の一環として. 音聲言語醫學. 1987 ; 28 : 132-134
- 10) 電子情報通信學會編 : 新版 聽覺と音聲, 東京, コロナ社, 1989, pp290-291
- 11) 関惠貞, 高橋誠, 川井安生, 伊福部達, 西澤典子, 犬山征夫 : 人工喉頭制御を目的とした胸骨舌骨筋の筋電圖學的考察. 電子情報通信學會技術研究報告. 1993 ; MBE93-70 : 77-84