

◆특집◆ 바이오메카트로닉스 II

## 인체삽입형 인공후두

김성민\*, 최홍식\*\*, 박용재\*\*

### A Denture Type Electrolarynx

Sung Min Kim\*, Hong Sik Choi\*\* and Yong Jae Park\*\*

**Key Words** : Denture-type Electrolarynx(의치형 인공후두), NeoVox

#### 1. 서론

후두 전적출술로 인한 음성장애인의 대용발성은 식도발성법을 최초로 여러 가지 다양한 방법들이 도입되어 왔다.<sup>1)</sup> 가장 간단한 식도 발성법의 경우 배우기가 쉽지 않아, 많은 환자들은 다른 재환 방법을 사용해야 하는 현실이다. 현재 사용되고 있는 방법들로는 '인공후두'의 사용, '기관 식도 누공 장치 삽입술' 등이 흔히 이용되고 있으며, 동물실험 단계이기는 하지만 '후두이식'이 시도되고 있다. 최근에는 전기적으로 진동체를 구동시켜 만든 음원을 이용한 발성법이 크게 주목을 받고 있다.<sup>2)</sup> 전기인공후두는 우선 Neck type과 Mouth type으로 분류하는데, Neck type은 전경부에 진동체를 장착하여, 인두점막내의 공기를 진동시켜 음원을 만들어 구강내로 그 음원을 보내는 방식으로 현재 일반적으로 사용되는 것으로서, 1942년 Green은 전지 부자식의 전기인공후두를 고안했으며, 1959년 Barney등은 선택적으로 Pitch의 조절을 가능하게 한 소형의 전기인공후두를 개발하였고 현재는 이들의 개량형으로서 시판되고 있는 것들은 Pitch의 음량을 조절가능

하계는 되어있지만, 실제로 발성중에는 조절이 곤란하다.

Mouth type은 전기적으로 발생시킨 진동을 tube 등을 사용해 구강내로 전달하는 방법으로, 1918년 Onodi는 발신기의 음을 증폭시켜 tube로 구강내로 전달하는 방법을 연구했다. 그후, 여러가지가 개발되었으며, 그중에는 어느정도 Pitch를 가변가능한 것도 있음. 그러나, 피리식 인공후두인 Tapia와 비교해 큰 이점이 없다(Tapia의 큰 단점은 구강내 tube로 인한 조음조작이 어려움).

이상의 2개 방식외의 연구에는, 구강내에 진동체가 있는 전기인공후두가 있으며, 의치장착부 또는 의치플레이트판 중앙에 소형 발신기를 넣어 환자 포켓트의 전원과 연결한것과 무선으로 제어하는 것 등이 있는데, 1960년 Tait는 의치에 전Unit를 넣어 ON/OFF 스위치를 혀로 제어하는 방법을 발표했으나, 음원의 발성과 조음과의 협조가 곤란함으로 실용화에 이르지 못했다. 1975년 Rogers등과 Bailey 등은 전자식 진동체를 하인두 부근에 이식한 소위 체내 내장형 인공후두를 발표했지만 기기의 탈락 및 이물질 반응으로 성공에 이르지 못하였다.

그 중에서도 의치형 전기 인공후두는 음고와 음량의 조절이 용이하고, 기구가 외부로 드러나지 않는 장점을 가지고 있다. 그러나, 현재 미국에서 시판되고 있는 UltraVoice사의 인공후두는 크기가 크고, 많은 전력 사용으로 장시간 사용이 어렵고, 완전 틀니형이며, 가격이 비싼 등 여러 가지 단점을

\* 건국대학교 의과대학 의학공학과  
Tel. 043-840-3761. Fax. 043-851-0620  
Email smkim@kku.ac.kr

재활공학 및 컴퓨터를 이용한 인체구조해석 분야에 관심을 두고 연구활동을 하고 있다.

\*\* 연세대 의대 이비인후과학교 교신

가지고 있어 널리 보급되고 있지 못하는 실정이다. 이런 현실에서 그 동안 축적된 기술들을 발전시켜 우수한 인공후두를 개발 국산화한다면, 후두적출자들에게는 ‘희망’이 될 것이며, 경제성도 높으리라고 사료된다.

## 2. 본론

### 2.1 의치형 전기 인공 후두의 구성

의치형 전기 인공 후두는 그 구성에 따라

- 1) Oral Unit Part,
- 2) Control & Transmitter Unit Part,
- 3) Charging Unit Part로 나누어진다.<sup>3)</sup> (Fig. 1)

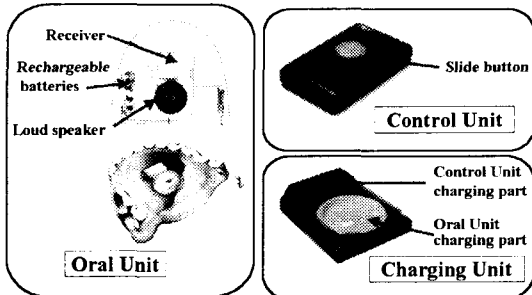


Fig. 1 Composition of the Denture-type Electrolarynx  
The system consist of three parts

#### 2.1.1 Oral Unit Part

의치모양으로 구강 내에 삽입되는 부분으로 세 가지 기능으로 구분할 수 있다.

##### 1. 스피커(Loud Speaker)

틀이나 교정기 내부에 장착되는 스피커는 정상적인 후두가 만들어내는 음성과 유사한 음색을 만들어 낸다. 후두적출환자는 정상인들이 후두로부터 음성을 형성하는 것과 같은 방법으로 스피커에서 발생하는 진동음을 입 모양의 변화를 통하여 음성으로 변화시키게 된다. Loud speaker는 타액이나 음식으로부터 보호되기 위해서 유연성 막으로 덮여 있는데, 이것이 스피커의 발진을 구강 내로 전달하는 2,3차 진동판의 역할을 함께 하게 된다.

##### 2. 수신회로(Receiver)

Hybrid 방식으로 제작된 회로로서 Transmitter로

부터 송신된 신호를 받아서 스피커에 저주파 신호를 공급하는 수신단자이다. 이 회로로부터 공급되는 신호는 음성의 크기(loudness)조절 뿐만 아니라 음고(pitch)를 조절하는 것도 가능하게 함으로써 정상적인 음성이 만들어 내는 것과 유사한 음색을 착용자가 발성할 수 있도록 한다.

### 3. 충전지(Rechargeable Batteries)

시계나 계산기에 사용되는 것과 유사한 소형 전지로, 스피커와 수신회로에 전원을 공급하는 부분이다. 이것은 재충전이 가능하고 평균적으로 하루 동안 말할 수 있는 충전시간을 가지도록 제작되었다.

#### 2.1.2 Control & Transmitter Unit Part

의치 내부의 수신회로로 신호를 전송하고 신호를 제어하는 부분으로 부분별 기능은 다음과 같다.

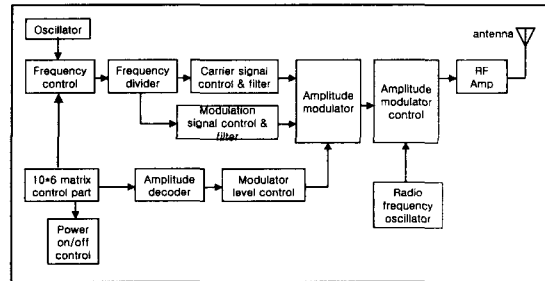


Fig. 2 Block diagram of transmission & modulation Circuit

① 발진부: 음원을 전송하는 반송파를 발생하는 부분으로 반송파의 주파수 변환이 필요없기 때문에 LC발진기에 비하여 주파수 안정도가 높은( $10^{-4}$ ~ $10^{-6}$ ) 4MHz의 수정발진기를 사용한다.

② 신호 발생부: 의치에 들어가는 진동 plate는 그 크기의 제한으로 인해서 사람 음성의 pitch(기본 주파수)인 100Hz 대의 공진 주파수로 진동할 수가 없다(식 (1)). 결국 이 보다는 높은 공진 주파수로 진동을 하면서 낮은 주파수의 효과를 낼 수 있도록 만들어 주어야 하는데, 여기서는 이를 AM방식으로 해결하였다. 즉 400~500Hz대의 신호로 공진을 시키면서 그 신호의 진폭을 일정한 주기로 변화시켜 modulation되도록 하면 스피커가 원래 신호로 공진

하면서 동시에 낮은 주파수의 성분을 포함하게 된다.

③ 변조부: 신호의 변조는 두 번 이루어진다. 우선 진동판의 공진을 일으키기 위한 주파수를 가지는 신호를 반송파(carrier)로 하고, 이 신호를 주파수 체배기(frequency divider)로 1/4의 주파수로 나눈 신호를 음성 출력을 위한 신호파(signal wave)로 만들어서 첫 번째 변조를 한다. 다음에 이 신호를 다시 신호파로 하고, 수신부로의 전송을 위한 4MHz의 고주파를 반송파로 만들어서 두 번째 변조를 하게 된다.

④ Pitch 및 Volume 조절부: 소비전력을 최대한 고려하여 10(pitch)×6(volume) matrix 방식의 Analog회로로 설계하였다.

이 부위는 기존 외산 제품에 비해 가장 많은 개선을 가져 온 부분으로 저전력화, 소형화 및 음질 개선에 성공하였다. 먼저 외형을 보면, NeoVox는 크기 54×76×16mm에 중량 48.5g으로 UltraVoice에 비해 부피는 41%, 중량은 42%로 감소하였다. 전력 소모량은 신호시/무신호시 모두 대폭 감소시켜, 상대적으로 동작 수명이 연장 되었으며, 음질의 조절도 6×10 matrix로 조절되어 더 미세한 음색까지 표현할 수 있게 되었다(Table 1).

신호 파형을 보면 UltraVoice에 비해 Sine wave에 더 가까운 형태를 가지고 있다. 그렇기 때문에 스피커 출력시 진동판이 더 부드럽게 진동되며 volume 조절 시에도 파형 왜곡도 거의 감소하였다(그림3). 스펙트럼의 경우는 기본 공진 주파수가 356-455Hz로 UltraVoice의 386-443Hz에 비해 선택도(selectivity)가 훨씬 우수하였다. 수신회로 부분의 실험에서도 송신부와외의 거리에 따른 증폭도가 일정 거리 내에서는 거의 일정하게 나타났고, 복조 및 증폭 부분에서 송신 신호를 거의 완벽하게 복원해 내었다.

**2.1.3 Charging Unit Part**

Oral Unit과 Control & Transmitter Unit의 전지를 충전하는 기구이다.

**2.2 한국형 의치형 전기 인공 후두 - NeoVox**

연세대학교 의과대학 이비인후과 최홍식교수팀은 G7선도의료기술개발사업의 일환으로 1999년부터 한국형 의치형 전기 인공 후두-NeoVox-의 개발

에 착수하였다. NeoVox의 초기 개발 목표 및 과제는 Oral Unit이 기존 UltraVoice에 비해 한국인의 체형에 맞게 소형화하며, 실제 음성과 유사한 저주파 진동형 스피커를 사용하여 고음질을 이루고, 무선 충전 방식을 택하여 충전단자로 인한 불편감을 감소시키는데 중점을 두었다. Transmitter/Control Unit은 전력 소모를 줄여 장시간 사용이 가능하게 하며, 소형/편리성을 추구하고, 다양한 음고와 음량을 표현할 수 있도록 노력하였다.

Table 1 Result-Transmitter & Control part (In comparison with UltraVoice, NeoVox is smaller, lighter, and less-consumed electric power

구분\항목	UltraVoice 신제품	NeoVox	
외형 (W×L×H)	65×112×22 m/m	54×76×16 m/m	
무신호	전압	6V	9V
	전류	33μA	0.6μA
신호전류	31.2mA	11mA	
Matrix	32(4×8)	60(6×10)	
Volume	4단계	6단계	
Frequency	8단계	10단계	

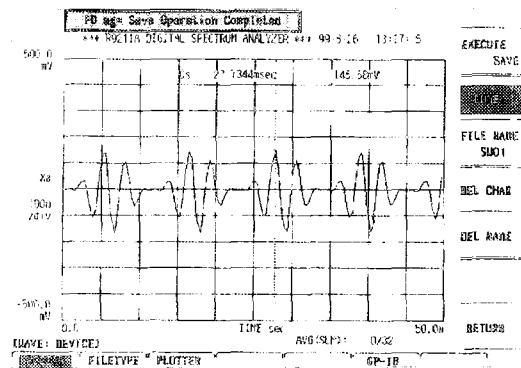


Fig. 3 (A-1)

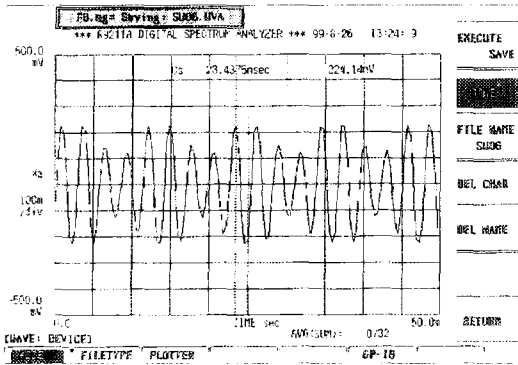


Fig. 3 (A-2)

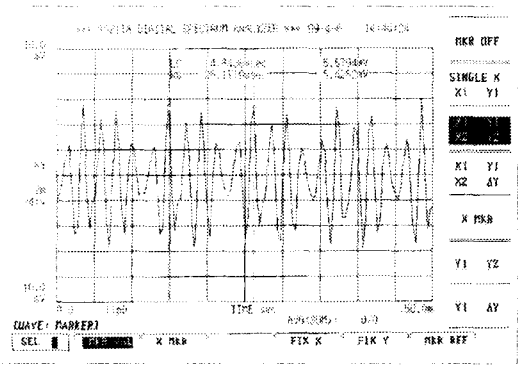


Fig. 3 (B-1)

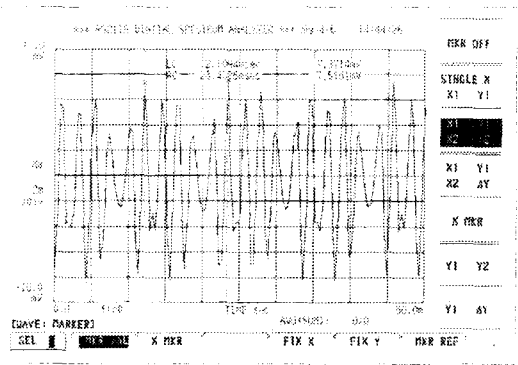


Fig. 3 (B-2)

Fig. 3 Analysis of signal spectrums

The signal spectrum of NeoVox(A) is more stable than that of UltraVoice(B). In changing of loudness(A-1,B-1 ; minimum, A-2,B-2 ; maximum), NeoVox maintains the sine curve but the spectrum of UltraVoice is distorted

### 2.2.1 Charging Unit Part

Oral Unit내에 삽입된 수신기 전원공급을 위한 충전지는 무선 충전 방식으로 송신기(Transmitter and Control)의 충전지는 유선 충전 방식으로 제작하였다.

### 3. 토의

현대사회의 환경적 요인 등으로 인하여 호흡기암의 발병율이 점차 높아짐에 따라, 후두암이나 하인두암으로 인하여 ‘후두전적출술’을 시행 받음으로써 말로 의사 표현하는 것을 상실하게 되는 환자의 숫자가 매년 늘어나고 있으며, 교통사고 등으로 인하여 후두의 신경들이 마비되어, 후두가 달려는 있으나 기능을 전혀 발휘하지 못하는 ‘후두 기능손실’ 환자들의 숫자도 증가 추세이다.<sup>4)</sup>

역사적으로 보면, 1841년 Reynaud가 식도발성을 최초로 보고하였으며, 1859년부터 1942년의 까지 후두적출자를 위한 수술방법과 장치가 혁신적으로 실험되었다. 그 예로 1873년 Billroth가 최초의 후두적출을 성공한 다음해, Gussenbauer는 호기를 이용한 금속피리를 진동시켜 만든 음을 인두에 넣는 Y자형의 기구를 고안하였다.<sup>5)</sup> 1958년과 1959년에 Conley는 내부적 및 외부적으로 기관-식도 선트를 보고하였는데<sup>6)</sup>, 현재 일반적으로 많이 사용되고있는 기관-식도 선트의 수술은 1960년부터 1975년의 사이에 Asai, Montgomery, Shedd, Komorn, Edwards, Taub 및 Sisson과 McConnel 등이 보고한 것들이다.<sup>7)8)9)10)</sup>

1975년부터 1980년의 사이에 전기인공후두의 활발한 연구가 시작되었다. 전기인공후두는 크게 경부형(Neck type)과 구강형(Mouth type)으로 분류된다. 경부형은 전경부에 진동체를 장착하여, 인두점막을 진동시켜 음원을 만들어 구강 내로 그 음원을 보내는 방식으로 현재 일반적으로 사용되는 것으로서 1942년 Green은 전지 부착식의 전기인공후두를 고안했으며<sup>11)</sup>, 1959년 Barney 등은 선택적으로 음고의 조절을 가능하게 한 소형의 전기인공후두를 개발하였다. 현재, 이들의 개량형으로써 시판되어지고 있는 것들은 음고와 음량의 조절은 가능하지만, 실제 발성 중에는 사용하기 어렵다는 단점이 있다. 구강형은 전기적으로 발생시킨 진동을 tube 등을 사용해 구강 내로 전달하는 방법으로, 1918년 Onodi는 발신기의 음을 증폭시켜 tube로 구

강 내로 전달하는 방법을 연구했다. 그후, 여러 가지가 개발되었으며, 그 중에는 어느 정도 음고의 조절이 가능한 것도 있으나, 피리식 인공후두인 Tapia와 비교해 큰 이점이 없는 관계로 현재에는 거의 사용되고 있지 않다.<sup>12)</sup>

의치형 전기후두는 구강형의 일종으로 다른 음성재활 방법에 비해서 어음 명료도가 저조하다는 단점을 가지나<sup>13)</sup> 장비설치의 편의성(수술 불필요), 음식물 섭취 시 장치의 구강 내 안정성, 남성과 여성의 주파수대역을 분리(발성음색의 조절), 충전의 편의성(1회충전으로 1일지속) 등의 장점으로 새로운 전기 인공후두로 주목을 받게 되었다.<sup>14)</sup>

의치형 전기 후두는 1982년 미국의 Thomas Jefferson 대학에서 처음 개발 되었으며, 국내에서는 1989년 노석현 연구소에서 의치 내에 스위치를 부착한 장치를 개발하였으나, 단조로운 기능과 음고/음량 조절의 어려움 등으로 널리 사용되지는 못 하였다. 이후, 90년대 초반, 미국의 UltraVoice사에서 무선 제어 및 음량, 음고의 조절이 자유로운 의치형 인공 후두를 개발하여 각광을 받았으나, 기계 자체만의 단가가 400-500만원에 이르는 고가이며, 어려운 설치 과정과 전체 틀니형으로 사용상의 제한점등으로 인해 국내에는 시술 예가 극히 드문 상황이다.

연세대학교 의과대학 이비인후과 최홍식 교수 팀은 1999년부터, G7 project의 선도기술개발사업의 일환으로 한국형 의치형 전기인공후두인 NeoVox의 개발에 착수하여, 2000년 4월 시제품이 완성되었다.

NeoVox를 기존 외산 제품인 UltraVoice와 비교해 본 결과, Oral Unit Part는 집적회로의 제작 성공과 스피커의 크기 감소로 소형화되었으며, 무선 충전방식으로 유선 충전방식의 단자노출로 인한 부식과 불편을 해결하였다. 또한 부분 틀니형으로 유치아에서도 사용이 가능하게 되었다. Control & Transmitter Part는 저전력화(무신호시 전류:1/30, 신호시 전류:1/2-1/3), 소형화(부피:41.7%, 중량:42%), 음고 및 음량개선(6×10 channel, 주파수 동조형)이 되었다. Charging Unit Part는 Oral Unit Part는 무선 충전 방식을, Control & Transmitter Part는 유선 충전 방식을 사용하였다.

현재 온도차에 의한 결로 및 부식을 방지하며, 진동판의 인체와 친화성, 기능 유지등을 고려한 Denture Part를 치과대학 보철과에서 제작하였으며 의치 부분이 완성되어 임상 실험 후 음성학적 특성

및 실제 환자 적응도에 대한 실험을 진행하였다.

#### 4. 결론

의치형 전기 인공 후두는 후적자의 대용 발성법으로 사용 가능한 좋은 방법으로 한국형 의치형 인공 후두인 NeoVox는 기존 외산 제품인 UltraVoice와 비교해 본 결과, 소형화, 저전력화, 고음질화에 성공하였다.

NeoVox는 현재 시제품 완성 단계로 임상 실험 후 실용화된다고 하며, 많은 후적자들에게 도움이 되며 외화 절약에도 일조 할 것으로 생각된다.

#### 참고문헌

1. Omori K, Kojima H, "Vocal Rehabilitation after total laryngectomy : Review of the literature," Pract Otol, Vol. 83, No. 6, pp. 949-52, 1990.
2. Bailey BJ, Griffiths CM, Everett R, "An implanted electronic laryngeal prosthesis," Ann Otol, Vol. 85 pp. 472-83, 1976.
3. 전현배, 박용재, 최홍식, 정문규, 김성민, "의치형 전기 인공 후두 송·수신 system 및 speaker개발," 대한의용생체공학회 학술대회, Vol. 21, No. 2, pp. 33-4, 1999.
4. Ackerstaff AH et al, "Communication, functional disorders and lifestyle changes after total laryngectomy," Clin Otolaryngol, Vol. 19, pp. 295-300, 1994.
5. Alberti PW, "Panel discussion : the historical development of laryngectomy. II. The evolution of laryngology and laryngectomy in the mid-19th century," Laryngoscope, Vol. 85, pp. 288-98, 1975.
6. Conley JJ, DeAmesti F, Pierce JK, "A new surgical technique for vocal rehabilitation of the laryngectomized patient," Ann Otol Rhino Laryngol, Vol. 67, pp. 655-61, 1958.
7. Asai R, "Laryngoplasty after total laryngectomy," Arch Otolaryngol, Vol. 95, pp. 114-9, 1972.
8. Komorn RM, "Vocal rehabilitation in the laryngectomized patient with a tracheoesophageal shunt," Ann Otol Rhinol Laryngol, Vol. 83, pp. 445-51, 1974.
9. Taub S, "Air bypass voice prosthesis for vocal

- rehabilitation of laryngectomies," *Ann Otol Rhinol Laryngol*, Vol. 84, pp. 45-8, 1975.
10. Hukuda H, "Today and tomorrow of alaryngeal voice with an artificial larynx," *J. Acoust. Soc. Jpn.*, Vol. 44, pp. 130-4. 1988.
11. Greens JS, "Rehabilitating the laryngectomized patient," *Bull Amer Cancer Soc*, Vol. 24, pp. 3-4, 1942.
12. McRae RG, Pillsbury HR, "A modified intraoral electrolarynx," *Arch Otolaryngol*, Vol. 105, pp. 360-1, 1979.
13. 김기령, 홍원표, 김광문, "시험적 의치형 전기후두의 어음명료도 및 소나그래프 검사," *대한음성언어학회지*, Vol. 3, pp. 6-12; 1989.
14. Henley JI, Haufeld JN, Jakubczak G, "Artificial larynx prosthesis: comparative-clinical evaluation," *Laryngoscope*, Vol. 94, pp. 43-5, 1984.