醫工學會誌 : 第 14 卷, 第 4 號, 1993
J. of KOSOMBE : Vol. 14, No. 4

研 究 論 文
93-14-4-12

Electroglottograph를 이용한 후두기능 상태판별 시스템의 개발

김종명 · 송철규 · 이명호

=Abstract=

Development of the Laryngeal Function Identification System Using the Electroglottograph

Jong Myoung Kim, Chul Gyu Song, Myoung Ho Lee

In this paper, a laryngeal function identification system based-on the EGG signal is proposed as the decision basis whether the laryngeal function is normal or abnormal. The normal EGG signal is approved an autoregressive model which has the optimal order of 9. It can be analized by determining the transfer function. But it is not meaningful that the determination is made using the transfer function of an autoregressive model on the abnormal EGG signal. The power spectral analysis was applied to discriminate the normal or abnormal cases. The SNR of the EGG signal was enhanced by the optimal position of electrodes.

1. 서 론

지금까지 임상에서는 후두질환을 정의하고 판별하는 데 의사의 경험적이고 주관적인 직관에 크게 의존해 왔다. 후두 기능에 대한 이러한 판정은 의사마다 다를 수 있으며, 객관적인 기준이 설정되어 있는 것이 아니다. 그러므로 동일한 환자에 대한 진단 및 수술결과의 평가에 대한 의사의 소견이 일치할 수 있도록 객관적이고 정량적 · 정성적 평가의 기준이 필요하다[1-3]. 본 논문에서는 후두기능의 이상 유무를 판별하는 객관적인 기준으로서의 EGG(electroglottograph)와, EGG신호를 얻기 위한 하드웨어의 설계 및 EGG 신호를 처리하기 위한 알고리즘을 제안하였다.

〈접수 : 1993년 12월 9일〉
연세대학교 전기공학과
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

2. 음성신호와 EGG 신호

EGG는 인체에 고주파 정전류원을 인가할 때 성대의 진동운동으로 생기는 피치에 의해서 변조된 전류를 다시 복조해서 얻은 신호이다[2-3]. 따라서 자극원(excitation source)이 없이 증폭기만을 이용해서 얻을 수 있는 ECG, EEG, EMG와는 근본적으로 다른 의미의 신호이다. 제안된 시스템의 출력인 후두신호는 성대 안에 있는 두 겹의 막이 붙어서 공기의 흐름이 적어질 때와, 떨어져서 공기의 흐름이 많아질 때 공기저항율의 변화를 전압의 파동형태로 얻어진다. EGG 파형이 나타내는 것은 성도의 임피던스가 크면 성문이 열려있다-전압이 높다는 것을 의미하며, 성도의 임피던스가 작으면 성문이 닫혀있다-전압이 낮아지는 것을 의미한다. 따라서 EGG 신호는 피치를 검출하는 안정적이고 효과적인 자료가 됨을 알 수 있다. 본 연구에서 개발된 EGG 하드웨어 시스템의 전체 블럭선도는 그림 1과 같다.

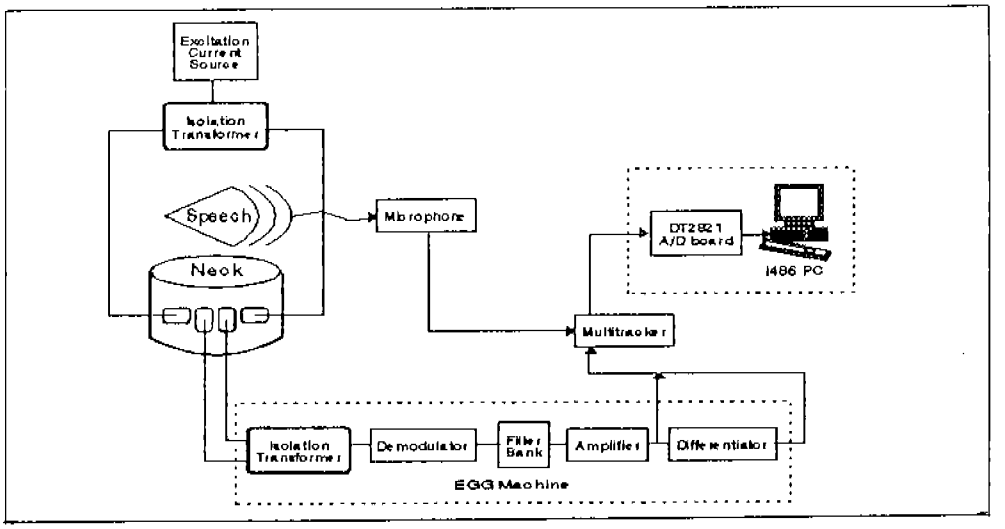

그림 1 제안된 시스템의 블럭선도

Fig. 1 Block diagram of proposed system

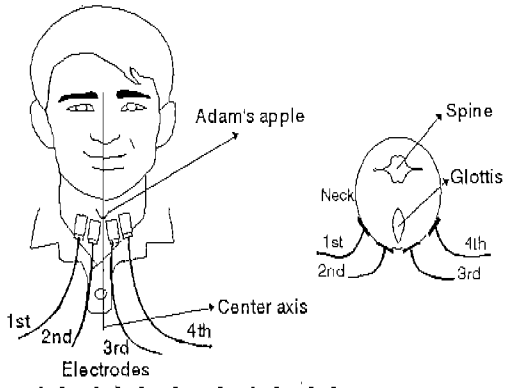

그림 2 제안된 전극의 부착 위치

Fig. 2 Position of proposed electrodes

측정한 임상 데이터들은 영국 FOSTEX사의 4채널 아날로그 타입 멀티트랙커(X-28H)를 이용하여 기록하였다. EGG시스템의 하드웨어는 크게 발진단과 복조단, 증폭단으로 구성되어 있다. 내부에 순간 오프셋 제거 회로를 설계하여 입력신호의 기저선 변동과 dc 편이를 없애도록 하였다. 시스템의 작동은 우선 발진부에서 80*kHz*, $4mA_{P-P}$의 정전류가 발진되어 1번 전극과 4번 전극을 통해 피검자의 목 좌우에 인가된다. 이 때 전류는 성대를 포함하는 피부 및 목 안쪽을 흐르게 되고, 피검자가 발성을 하는 동안 성대의 진동 운동에 의해서 진폭변조된다. 인가되는 전류에 대한 신체의 전기 안전을 고려하여[4-5], 자극 전류의 크기 및, 자극전류의 크기 및 주파수를 결정하였다. 자극전류로 사용한 80kHz, $4mA_{P-P}$의 전류는 어린이에게 적용하여도 안전하다. 어린이의 허용전류값이 가장 작은데 100kHz 주파수에서는 약 $10mA_{P-P}$까지 허용할 수 있다[6]. 신호 대 잡음비가 큰 EGG 신호를 검출하려면 전류의 크기를 크게 해야 하지만 let-go current를 고려하여야 하고, 인체의 안전을 위해 전류의 크기를 줄이면 신호 대 잡음비가 줄어들어 두 가지 조건을 모두 만족하는 최적의 전류 크기를 정해야 한다.

데이터의 수집에 아주 중요한 역할을 하는 것은 전극의 위치이다. 실제로 극의 위치를 바꾸면 EGG 신호와 잡음을 구분할 수 없었다. 전극의 위치를 그림 2와 같이 했을 때 최적의 데이터를 얻는 것을 실험적으로 알아내었다. 사용된 전극은 3M사의 ECG용 Littmann 2330이다. 변조된 파형은 후두부 양 옆의 2번, 3번 전극에 의해서 검출되어 복조부로 들어간다. 복조된 파형은 증폭단을 지나 마이크로폰에서 받은 음성신호와 동기되어 멀티트랙커의 입력이 된다. 멀티트랙커는 동시에 4개의 채널까지

녹음이 가능한데, 이 중 3개의 채널은 신호를 기록하는데 사용하고, 나머지 하나의 채널은 데이터를 받는 피검자에 대한 정보를 기록하는 채널로 사용한다.

멀티트랙커에 녹음되는 최대 입력 허용 전압 레벨은 0.3 V로서 이 값을 고려하여, 음성신호와 EGG 파형은 평균적으로 $100mV_{P-P}$의 크기를 가지도록 하였다. 멀티트랙커의 출력은 DT2821보드에 의해 A/D변환되어 컴퓨터 버퍼로 들어간다. 녹음에 사용된 테이프는 SKC사의 CD-Ⅱ chrome(bias 70μs)이다.

2. 1 EGG 신호의 모델 고찰

일반적인 유리함수 모델(rational function model)을 자기회귀 이동평균 모델이라고 한다[7]. 아직 한국인의 EGG 신호에 적합한 모델의 차수를 밝힌 문헌이 없다. 본 연구에서는 한국인에 적합한 EGG의 ARMA(M, N)모델 차수를 모튼이 방법의 알고리즘을 이용해서 추정하였다. 차수가 M과 N인 자기회귀·이동평균 모델을 식(2. 1)과 같이 정의하는데, 입력 수열은 x[n]이고, 응답 수열은 y[n]이다.

$$y[n]+a_N(1)y[n-1]+a_N(2)y[n-2]+\cdots+a_N(N)y[n-N] = b_M[0]x[n]+b_M[1]x[n-1]+b_M[2]x[n-2]+\cdots + b_M(M)x[n-M] \quad (2.1)$$

시간영역에서 얻은 데이터의 스펙트럴 밀도함수를 추정하기 위해서는 차수 M과 N을 식별한뒤에 계수들을 얻어야 한다. 이를 위해서 확장된 Yule-Walker방정식을 사용한다[7]. 식(2. 1)에서 양변에 y[n-m]을 곱하고 기대값을 계산하면 자기상관함수가 구해진다. 즉,

$$r_{yy}[m]=E\{y[n]y[n-m]\}$$
$$m = M+1, M+2,\cdots, M+N \quad (2.2)$$

식(2. 1)을 식(2. 2)에 적용한 과정을 통해서 다음과 같이 변형할 수 있다.

$$r_{yy}[n]+a_N(1)r_{yy}[-n]+\cdots a_N(N)r_{yy}[n-N] = b_M[0]r_{yx}[n]+b_M[1]r_{yx}[n-1]+\cdots+b_M(M)r_{yx}[n-M] \quad (2.3)$$

특히 $r_{yy}[n] = r_{yy}[-n]$이다.

(2. 3)을 이용해서 다음과 같은 행렬을 정의한다.

$$B(k,i)=\begin{bmatrix} r_{zz}[i] & r_{zz}[i-1] & \cdots & r_{zz}[i+k-1] \\ r_{zz}[i+1] & r_{zz}[i] & \cdots & r_{zz}[i+2-k] \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ r_{zz}[j+k-1] & r_{zz}[i+k-2] & \cdots & r_{zz}[i] \end{bmatrix} \quad (2.4)$$

여기에서 $r_{zz}[n]$은 임의의 수열 z[n]에 대한 자기상관함수를 의미한다.

Beguin 등이 제안한 모튼이 방법(corner method)은 식(2.4)와 같이 정의된 행렬 $B(k,i)$의 행렬식을 $d(k,i)$라고 할 때, ARMA(M, N)모델의 차수인 M과 N은 다음과 같은 필요충분조건을 가진다. 즉,

$$\begin{aligned} &d(k,i) = \det\{B(k,i)\} \\ &d(k,i) = 0 \quad ,k\geq M+1 \text{ and } i\geq N+1 \\ &d(k,i) \neq 0 \quad ,k\geq M \\ &d(k,i) \neq 0 \quad ,i\geq N \end{aligned} \quad (2.5)$$

식(2.4)에서 구하는 d행렬의 구조는 표 1과 같다.

d행렬을 관찰하여, 원소가 0이 되는 부행렬이 시작되는 k와 i값을 얻는다. 이 때, 각 모델의 차수는

$M=k-1$
$N= i-1$ 과 같이 되는 것을 알 수 있다.

표 1. 모튼이 방법에 의해 구성되는 d행렬
Table 1 d matrix by the corner method

i \ k	…	M	M+1	M+2	…
⋮			⋮	⋮	
N				NZ	…
N+1	…	NZ	0	0	…
N+2	…		0	0	…
⋮			⋮	⋮	

(NZ : Non Zero)

식(2. 1)에 의해서 Z-변환된 전달함수를 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$H(z)=\frac{\sum_{i=0}^{M} b_i z^{-i}}{\sum_{i=0}^{N} a_i z^{-1}} \quad (2.6)$$

식(2. 6)의 계수들을 구하기 위하여 다음의 방정식을 구성한다. 즉,

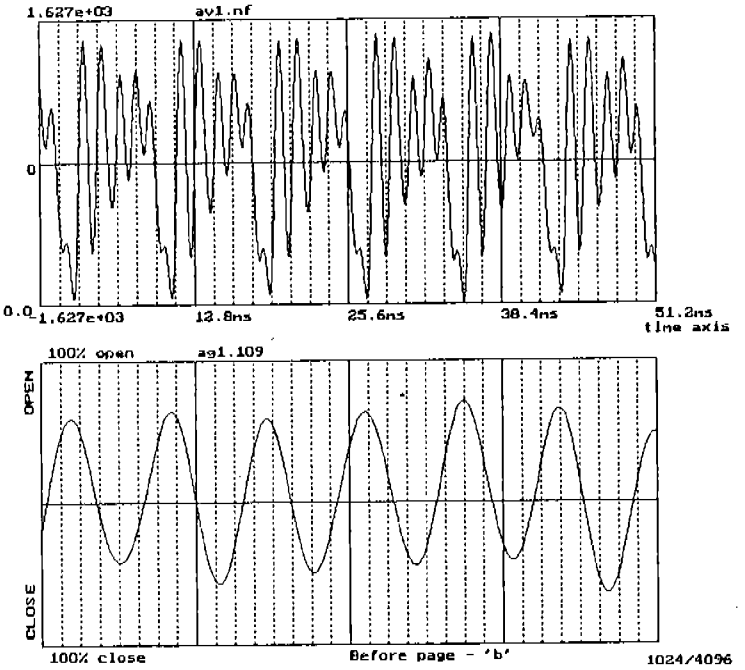

그림 3 정상 단모음 'ㅏ'에 대한 음성신호(위)와 동기된 EGG신호(아래)

Fig. 3 A Speeh signal(top), Synchronized EGG signal(bottom) of a single vowel "a"

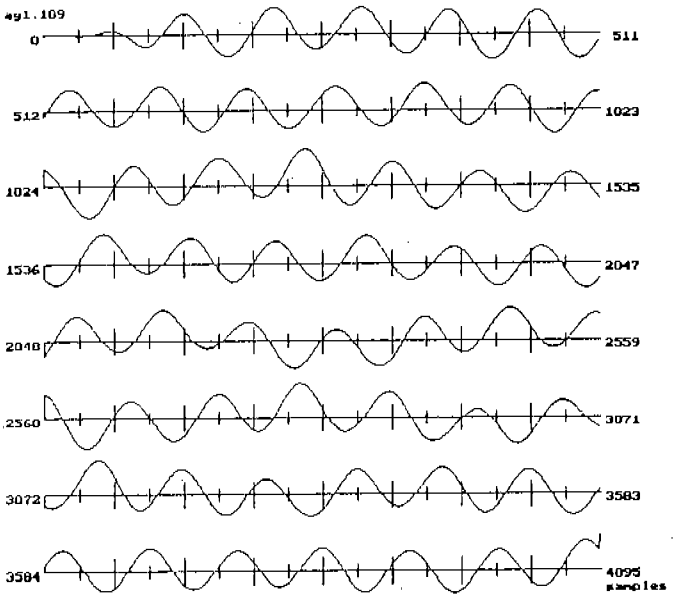

그림 4 정상 단모음 'ㅏ'에 대한 EGG 신호

Fig. 4 Normal EGG signal of a Single Vowel "a"

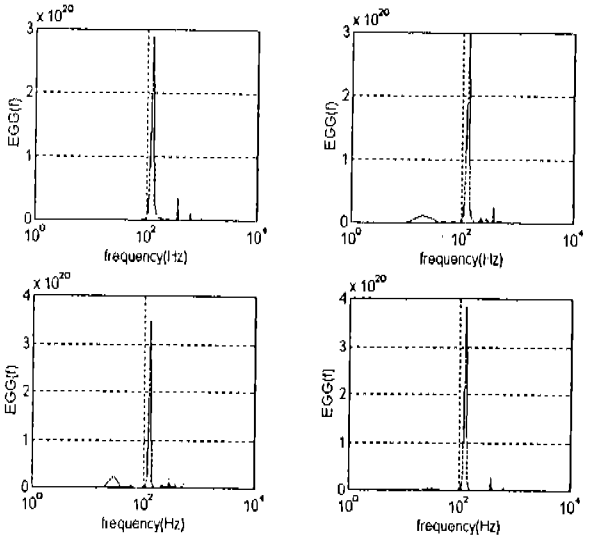

그림 5 정상 단모음 'ㅏ'에 대한 파워 스펙트럼

Fig. 5 Power Speetrum of a normal singl vowel "a"

$$\begin{bmatrix} \gamma_{yy}[M] & \gamma_{yy}[M-1] & \cdots\gamma_{yy}[M+1-N] \\ \gamma_{yy}[M+1] & \gamma_{yy}[M] & \cdots\gamma_{yy}[M+2-N] \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \gamma_{yy}[M+N-1] & \gamma_{yy}[M+N-2] & \cdots\gamma_{yy}[M] \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_N[1] \\ a_N[2] \\ \vdots \\ a_N[N] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \gamma_{yy}[M+1] \\ \gamma_{yy}[M+2] \\ \vdots \\ \gamma_{yy}[M+N] \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

식(2. 7)을 수정된 YW방정식이라고 부른다. 이 식을 풀어서 분모의 계수들인 자기회귀 모델의 계수 $a_N[m]$ (m=0, 1, 2, ··· ,N)를 구한다.

$b_M[m]$ (m=0, 1, 2, ···, M)을 구하기 위해서 식(2.3)에서 다음의 행렬 방정식을 얻는다.

$$\begin{bmatrix} \gamma_{yx}[0] & \gamma_{yx}[1] & \gamma_{yx}[2] & \gamma_{yx}[M] \\ 0 & \gamma_{yx}[0] & \gamma_{yx}[1] & \gamma_{yx}[M-1] \\ 0 & 0 & \gamma_{yx}[0] & \gamma_{yx}[M-2] \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & 0 & \gamma_{yx}[0] \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} b_M[0] \\ b_M[1] \\ b_M[2] \\ \vdots \\ b_M[N] \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{yx}[0] \\ R_{yx}[1] \\ R_{yx}[2] \\ \vdots \\ R_{yx}[M] \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

여기에서 $R_{yy}[m] = \gamma_{yy}[m] + \sum_{k=1}^{N} a_N[k]\gamma_{yy}[m-k]$

m=0, 1, 2,···,M

이상의 과정으로 충격 피치 수열을 x[n]으로, EGG 신호를 y[n]으로 하여 전달함수 h[n]과 전달함수의 Z-변환인 식 (2.6)의 계수들을 구한다.

자기회귀·이동평균 모델의 계수들을 구하는 첫 단계로서 자기회귀 모델의 계수를 구하기 위해서는 식(2. 7)을 풀어야 하는데 일반적인 선형 방정식의 해법으로는 많은 시간이 걸리므로, 빠른 알고리즘으로 알려진 레빈슨 또는 퇴플리츠의 반복 알고리즘을 도입하여 계산 시간을 줄이도록 하였다. 모통이 방법에 의해 얻은 자기회귀 모델의 차수까지 알고리즘을 계속 확장하여 적용하고, 다시 이동평균 모델의 차수에 대해서 식(2.8)을 적용하면 완전한 자기회귀·이동평균 모델의 계수들, 즉 전달함수의 계수들을 얻을 수 있다.

3. 실험 및 결과 고찰

임상 데이터는 신촌 세브란스 병원 이비인후과에서 수집하였다. 발성음은 한국어의 모음 중 'ㅏ' 'ㅔ' 'ㅗ' 'ㅐ' 'ㅜ' 'ㅓ' 'ㅡ' 'ㅣ'의 여덟 가지 단모음으로 하였고, 멀티트랙커와 EGG machine을 이용하여 발음한 것을 녹음하였다. 그림 3은 정상인의 음성과 동기된 EGG 신호의 그래프이다. EGG 신호만 따로 떼어서 나타낸 것이 그림 4이다. 후두의 기능이 정상인 경우는 상당한 주기성과 정형적인 생김새를 보인다. 성대가 열리고 닫히는 주기가 거의 일정하고, 열리고 닫히는 크기가 상당히 균일한 것

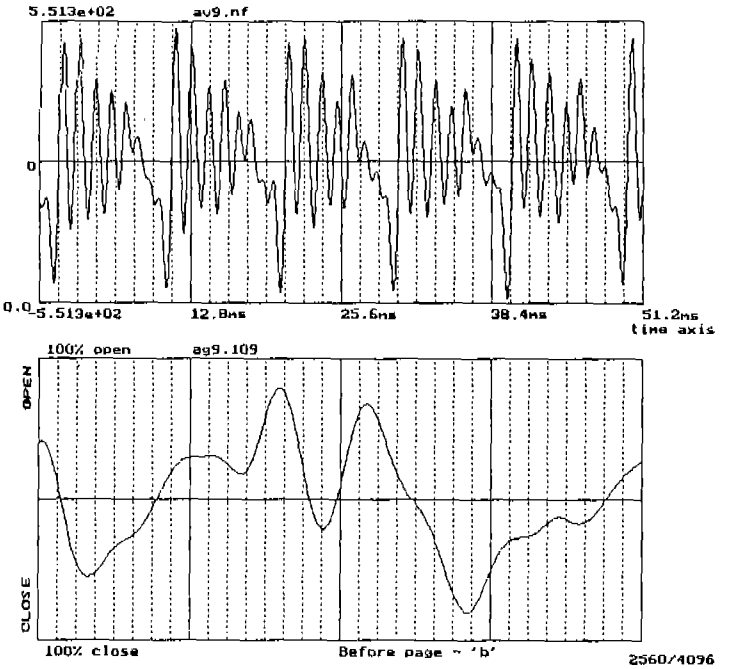

그림 6 성대 폴립에 의한 음성신호(위)와 동기된 EGG 신호(아래)

Fig. 6 A Speech Signal(top), Synchronized EGG signal(bottom) of a Vocal polyp

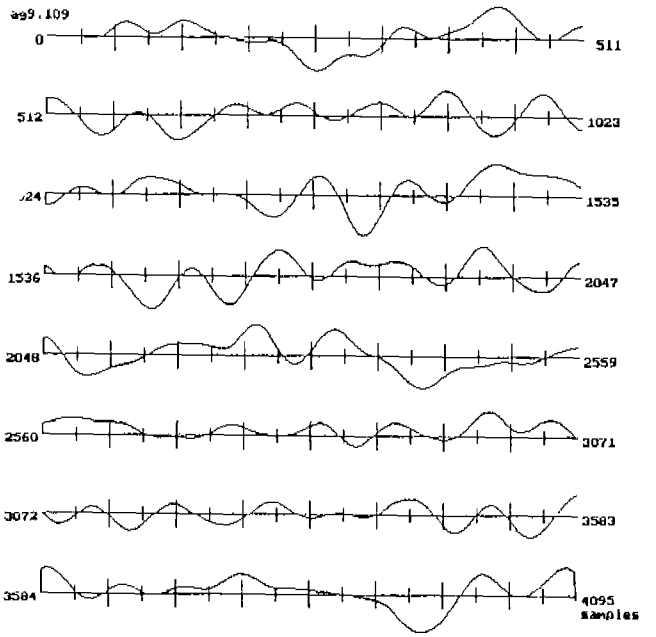

그림 7 성대 폴립에 의한 EGG 신호

Fig. 7 EGG signal of Vocal polyp

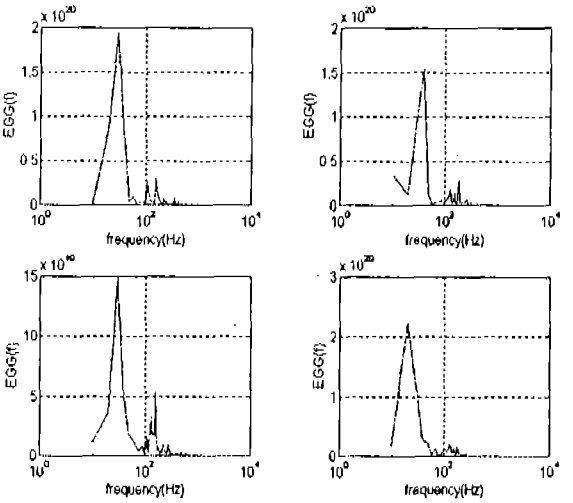

그림 8 성대 폴립에 대한 파워 스펙트럼
Fig. 8 Power Speetrum of Vocal polyp

표 2. 각 단모음에 대해서 계산된 피치
Table 2 Caculated pitch of each singl Vowels

단모음 (1,000 샘플)	평 균 피 치	
ㅏ	129.730 ***Hz***	7.708 ***ms***
ㅔ	133.060 ***Hz***	7.515 ***ms***
ㅣ	139.935 ***Hz***	7.146 ***ms***
ㅗ	132.789 ***Hz***	7.531 ***ms***
ㅜ	142.566 ***Hz***	7.014 ***ms***

을 볼 수 있다. 이상에서 파워 스펙트럼이 특정한 피이크를 가질것으로 생각할 수 있다. 그림 5에 그림 4에 대한 파워 스펙트럼을 나타내었다. 정상인 경우에는 후두 기능을 일종의 선형 시스템으로 생각하여 자기회귀·이동평균 모델에 적용할 수 있다.

후두의 기능이 정상인 경우에는 EGG신호가 준주기적인 모습으로 나타나는데 반해서, 이상이 있는 경우 (vocal polyp, hoarse voice, vocal nodule 등)에는 정상인 경우와 구분할 수 있는 비정상적인 파형을 나타내었다. 그림 6에 성대 폴립의 경우에 음성과 동기된 EGG신호의 그래프를 나타내었다. 그림 7에는 성대 폴립의 경우에 대한 EGG신호만을 따로 떼어서 나타내었다. 또 이 경우의 파워 스펙트럼은 그림 8이다. 후두 기능 이상이 심한 경우, 성문의 진동이 성대에 생긴 결절, 물집, 이물질 등에 의해서 방해를 받아 주기적인 운동을 할 수 없으므로, 정상인의 주기적인 운동 모습과는 전혀 다른 비주기적인 모습을 보인다. 즉, 성문의 열리고 닫히는 간격이 일정하지 않고 비주기적인 성향을 보이며, 열리는 정도와 닫히는 정도가 불규칙한 특징이 있다. 한동안 닫히지 않는 현상을 보이기도 하고, 큰 움직임이 간헐적으로 나타나기도 한다. 특히 성대 폴립이나 성대결절이 있는 경우에는 이와 같은 현상이 뚜렷하게 나타난다. 이것은 성대에 생긴 결절이나 물집 등의 영향으로 성문이 완전히 닫히지 않거나, 진동 운동에 방해를 받아서 나타나는 현상으로 보인다. 그러므로 정상인 경우에 적용할 수 있었던 피치 검출 알고리즘을 적용할 수 없다. 발음이 시작되는 구간과 진행중인 구간, 발음을 끝내는 구간 등에서 특히 비정상적인 파형을 나타낸다[8].

이상이 있는 경우의 EGG 파형에 대한 파워 스펙트럼을 정상인 경우와 비교하였다. 파워 스펙트럼은 피검자가 발음할 때 동기되어 저장된 EGG 신호를 1,024 샘플을 한 프레임으로 하여 구하였다. 샘플의 수가 적으면 시간 대역에서의 해상도는 좋지만, 주파수 대역에 대한 해상도가 좋지 않기 때문에, 시간 영역에 대한 해상도를 희생하고 주파수 영역의 해상도에 의미를 두었다[9].

후두 기능에 이상이 있는지를 알아내기 위한 기준으로서 음성의 피치와 후두의 전달함수를 제안하고, 각 기준에 대한 정보를 검출하기 위하여 EGG 신호와 음성신호를 이용하였다. 정상인의 EGG 신호의 전달함수를 추정하는 모델을 결정하

표 3 단모음 'ㅏ'에 대해 계산된 d 행렬

Table 3 Calculated d matrix of a single vowel "a"

i \ k	1	2	3	4	5	6	7	8
1	5.9958e+03	1.7332e+05	-1.5602e+06	1.4038e+07	-1.2513e+08	1.1190e+09	-9.9370e+09	8.6735e+10
2	-1.5616e+18	-4.8779e+18	4.4727e+15	-1.9140e+15	-1.9805e+15	-9.6456e+15	1.7830e+16	3.2443e+15
3	-1.9149e+15	1.0945e+16	6.5128e+15	6.5128e+15	2.2800e+13	6.8763e+12	1.4910e+12	-1.9583e+13
4	5.5277e+12	-2.4346e+13	2.4621e+13	2.4621e+13	3.8703e+10	1.1742e+10	-3.3038e+09	-3.7086e+10
5	-1.1452e+10	3.8788e+10	-2.1441e+09	-2.1441e+09	1.3894e+10	6.7137e+07	2.8944e+07	-1.6980e+07
6	6.1125e+06	-1.0580e+07	7.5151e+07	1.9849e+07	1.5406e+08	1.0788e+07	6.1906e+04	1.7780e+04
7	-3.6408e+04	-3.0877e+04	4.7770e+03	2.2078e+04	-1.0140e+05	-3.8663e+04	1.0177e+04	9.6712e+00
8	9.6630e+01	1.1548e+02	9.0858e+01	-3.1974e+02	7.5776e+00	-8.3981e+00	-1.4215e+01	-2.8068e+01
9	2.3166e+01	1.0846e -01	-3.9759e -01	7.7997e -02	-3.5992e -01	5.0894e -03	-8.3029+00	-8.1909e+00
10	4.3234e -04	6.3608e -05	4.0277e -05	1.0505e -04	6.5146e -05	-7.5162e -02	2.3293e -03	-3.0028e -01
11	-5.1300e -07	-1.7242e -06	-3.9759e -07	-5.7213e -07	1.3237e -04	-4.1481e -02	3.9663e -03	-1.6824e -02
12	-1.3717e -09	-2.4267e -09	9.3677e -09	1.9522e -07	2.7118e -05	-2.6240e -04	1.1668e -06	-2.7067e -05
13	7.7309e -12	1.3621e -11	-2.8245e -10	8.5899e -07	-1.8363e -07	-1.7380e -06	-2.7884e -07	-3.6163e -07
14	2.0229e -13	-2.0708e -12	1.0321e -09	-3.6650e -09	-1.0975e -08	-7.4985e -09	-5.1002e -09	-4.2560e -09
15	-1.2214e -13	-1.9521e -12	-1.3470e -11	-1.3470e -11	6.3797e -12	7.0734e -13	5.0831e -13	1.5678e -12

i \ k	9	10	11	12	13	14	15
1	-7.6156e+10	6.4647e+12	-5.5339e+13	4.6099e+14	-3.6872e+15	2.8316e+16	-2.1046e+17
2	2.2442e+16	3.2095e+15	1.1550e+16	-1.2821e+16	9.0643e+15	-5.6958e+14	3.7418e+14
3	-1.3882e+13	-2.5378e+13	-1.0180e+13	-5.9921e+12	-2.2062e+12	2.5332e+12	-6.7326e+09
4	-2.7175e+10	-4.4123e+10	-1.6706e+10	-7.2160e+10	-3.1061e+09	-7.0991e+09	8.2157e+08
5	-7.9969e+07	-1.0330e+08	-1.9370e+08	6.9140e+07	-5.9793e+07	3.5727e+06	6.8042e+05
6	-3.3665e+04	-2.4385e+05	4.1552r+05	-3.1822e+05	9.0381e+01	-2.6465e+04	6.4765e+02
7	9.5474e+01	-3.3064e+00	-2.0014e+02	-3.3409e+01	7.2959e -01	7.2958e+01	2.4749e -01
8	3.1238e -01	-2.3464e -01	8.4987e -01	-2.5523e -01	4.4531e -01	-1.8368e 01	6.2264e -04
9	-8.2493e -02	1.1414e -03	-2.4051e -03	1.4072e -03	-5.4325e -04	3.5785e -04	-4.9444e -06
10	5.5656e -02	-1.7131e -04	3.3770e -07	2.9351e -07	-4.1924e -07	-4.1924e -07	-1.4838e -08
11	3.8374e -03	-4.9787e -05	6.6079e -07	-9.8396e -09	-5.0780e -10	-1.1395e -09	-2.5843e -11
12	5.4459e -05	-9.9347e -06	3.2673e -07	-6.4968e -09	-4.5867e -11	6.9534e -12	-1.7906e -13
13	5.7772e -07	1.7411e -07	2.6575e -07	2.4462e -09	1.5477e -11	1.8384e -13	-3.1789e -15
14	-8.0234e -10	6.1560e -10	-1.5114e -09	-7.6192e -10	-9.4572e -12	-1.1103e -13	-1.2524e -18
15	5.8989e -13	-9.8533e -14	-6.5823e -13	-8.9446e -13	2.2024e -12	6.4945e -14	-1.4624e -18

는 방법으로 모통이 방법을 이용하였다. 모통이 방법에 의해 추정된 모델과 차수에 따르는 전달함수의 계수를 구하기 위해 레빈슨 또는 퇴플리츠의 반복 알고리즘을 사용하였다. EGG 신호는 자기회귀 모델이며 그 차수는 9차 이하인 것을 알수 있었다. EGG 신호와 음성신호에 대한 적당한 자기회귀 모델의 차수를 결정하고, 결정된 차수에 대한 정상인의 전달함수를 역 콘볼루션 방법을 적용해서 찾아내었다. 표 2에 영점교차 알고리즘에 의해 구해진 정상인의 피치를 나타내었고, 표 4에는 레빈슨 또는 퇴플리츠의 반복법에 의해 계산된 전달함수의 계수를 나타내었다. 또, 후두 기능에 이상이 있는 경우에는 전달함수에 의한 고찰보다는 파워 스펙트럼을 이용한 고찰이 더욱 효과적인 것을

표 4 각 단모음에 대한 자기 회귀 모델의 전달함수의 계수

Table 4 The Coeffcients of the autoregressive model tronsfer function at each single Vowel

계수 \ 단모음	ㅏ	ㅟ	ㅣ	ㅗ	ㅜ
a0	1.0000e+00	1.0000e+00	1.0000e+00	1.0000e+00	1.0000e+00
a1	-1.0826e+00	-1.0966e+00	-1.0840e+00	-1.0850e+00	-1.0982e+00
a2	2.3149e -03	5.8632e -03	3.1383e -03	3.2408e -03	4.3053e -03
a3	1.3738e -03	3.8980e -03	1.3647e -03	1.8588e -03	5.7245e -03
a4	2.0502e -03	4.1306e -03	2.5281e -03	2.2491e -03	4.7568e -03
a5	2.0764e -04	4.5838e -03	1.4921e -03	1.7531e -03	4.6493e -03
a6	2.1051e -03	4.4441e -03	1.5941e -03	1.9980e -03	5.3273e -03
a7	1.0183e -03	5.2728e -03	2.6719e -03	2.1720e -03	3.9757e -03
a8	1.0795e -03	2.8970e -03	1.2303e -03	2.0030e -03	5.1600e -03
a9	1.0017e -01	8.9509e -02	1.0204e -01	1.0092e -01	8.7781e -02

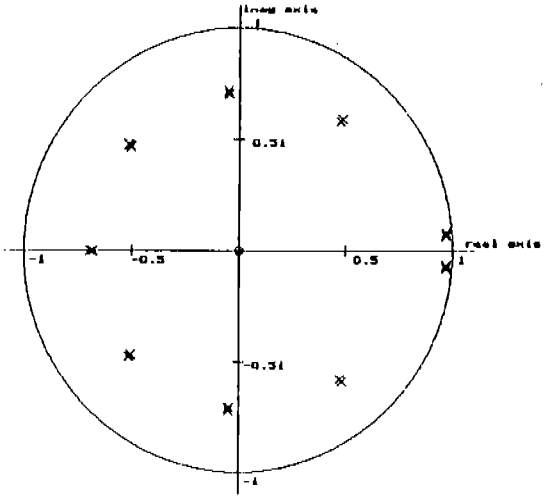

그림 9 단모음 세트에 대한 영점과 극점 (X : 극점, O : 영점)[정상]

Fig. 9 The pole-zero plot of a single Vowel set (X : pole, O : zero)[narmal]

알 수 있었다. 정상인 경우에는 표 2에 나타난 것과 같이 120~150*Hz*의 대역에 피치를 가지고 있으므로 같은 대역에 피이크가 나타나게 된다. 정상인 경우와 이상이 있는 경우는 EGG 파형을 직접 관찰하거나, 파워 스펙트럼을 이용하여 구분할 수 있다.

후두의 기능이 정상인 경우는 관찰할 수 있는 바와 같이, 거의 사인파와 같은 정도의 주기성과 생김새를 보인다. 표 3은 정상 EGG 신호의 자기회귀 이동평균 모델의 차수를 구하기 위한 d행렬의 일부이다. 차수의 최대값을 각각 15로 예상하여 15×15행렬을 계산하였는데, 오차를 줄이기 위해서 64-bit의 실수연산을 하고, 지수형태로 나타내어 상대적으로 크기를 비교할 수 있게 하였다. 표 4에 나타난 d행렬을 관찰하면 9번째 행과 10번째 행의 절대값이 큰 비율로 줄어드는 것을 볼 수 있다. 따라서 각 단모음에 대한 EGG 신호의 차수는 자기회귀 모델은 9차 이하, 이동평균 모델은 0차가 되어 결국 EGG 신호는 자기회귀 모델이라는 것을 알 수 있다.

그림 9에 단모음 'ㅏ' 'ㅣ' 'ㅗ' 'ㅗ' 'ㅜ'에 대하여 얻은 전달함수의 극점과 영점을 겹쳐서 나타내었다. 전달함수의 영점은 원점에 아홉개가 모두 일치하며, 극점은 그림에 나타난 바와 같이 거의 일정한 분포를 나타낸다. 각 모음마다 전달함수의 계수는 다르지만, 극점의 위치는 거의 일치하므로 독특한 후두 기능을 가진 것을 의미한다. 또, 모든 극점이 Z-평면의 단위원 내부에 있으므로 이 경우의 후두 기능은 안정적임을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 후두 기능 평가를 위한 휴대형 하드웨어를 설계하였으며, 이것은 앞으로 컴퓨터에 내장시킬 수 있는 카드 형태의 단일 보드로 크기를 줄여서, 실시간 처리를 가능하게 개선할 수 있다. 다수의 피검자들을 대상으로 행한 실험에서 얻어진 결론은 다음과 같다.

1) 최적의 전극 위치를 결정함으로써 EGG 신호의 신호 대 잡음 비를 향상시킬 수 있었다.

2) 정상인의 단모음에 대한 EGG 신호의 자기회귀·이동평균의 차수는 평균적으로 AR(9) 임을 알 수 있었다, 즉, 9차의 자기회귀 모델로 볼 수 있다.

3) 후두 기능에 이상이 있는 경우의 EGG 신호는 정상인의 경우와는 달리 비주기적인 특성을 보이므로, 파형의 형태를 관찰하는 방법과 파워 스펙트럼 분석을 이용하여 후두 질환의 유무를 판별할 수 있었다.

4) 많은 임상실험을 통하여 후두기능에 이상이 있는 다양한 경우의 임상 데이터를 기반으로 하는 데이터베이스를 구축하면, 후두 질환의 조기 발견이나 치료 후 결과에 대한 객관적인 자료로 이용이 될 수 있다.

5. 참 고 문 헌

1) J.R. Deller, Jr. and D.J. Anderson, "Automatic Classification of Laryngeal Dysfunction Using the Roots of the Digital Inverse Filter," IEEE Trans., Vol. BME-27, No. 12, pp.714~721 Dec. 1980.

2) D.G. Childer and K.S. Bae, "Detection of Laryngeal Function Using Speech and Electroglottographic Data," IEEE Trans. Vol. BME-39, No. 1, pp.19~25 Jan. 1992.

3) A.K. Krishnamurthy and D.G. Childers, "Two-Channel Speech Analysis," IEEE Trans., Vol. ASSP-34, No. 4, pp.730~743 Aug. 1986.

4) J.G. Webster(editor), *Medical Instrumentation : Application and design*, Houghton Mifflin Company, 2nd Ed. 1978.

5) 김종명, 송철규, 이명호, "변 복조 방식을 이용한 3-채널 EGG 시스템의 개발(Ⅰ)", 대한의용생체공학회 춘계학술대회논문집, Vol. 15, No.1, pp. 134~135 May. 1993.

6) I. Chatterjee, D. Wu, and O.P. Gandhi, "Human Body Impedance and Thershold Currents for Perception and Pain for Contact Hazard Analysis in the VLF MF Band," IEEE Trans., Vol. BME-33, No. 5, pp. 486~494 May, 1986.

7) M.T. Silvia, D.F. Eliott(Editor), *Handbook of Digital Signal Processing* : Engineering Applications, Academic Press, Inc., 1987.

8) 송철규, 김종명, 이명호, "후두기능 판별 및 음성정보 검출을 위한 3-채널 EGG 시스템의 개발에 관한 연구", 대한전자공학회 하계종합학술대회논문집, Vol. 16, No. 1, pp.365~366 Jul. 1993.

9) A.V. Oppenheim, and R.W. Schafer, *Discrete : Time Signal Processing*, *Prentice*-Hall, Inc., 1989.