음성, 성문 및 호흡 통합 검사 시스템의 개발

Development of an Integrated Analysis System of Voice, Electroglottography, and Respiration

이 승 훈* · 정 원 혁* · 최 홍 식** · 김 수 찬*** · 임 재 중**** · 김 덕 원*****
Seung Hoon Lee · Won Hyuk Jung · Hong Shik Choi
Soo Chan Kim · Jae Joong Im · Deok Won Kim

ABSTRACT

Voice is made by systemic interaction of respiration, vocalization, articulation and resonation. There is no existing multi-channel voice analysis system to assess voice and respiration simultaneously. The most existing systems consist of vocal fold vibration measurement such as stroboscopy, EGG (electroglottography) or laryngeal electromyography and voice analysis system. Since respiration has close relationship with voice simultaneous analysis of both vocal cord vibration and respiration are essential. In this study, a four channel integrated system are developed for acoustic analysis through microphone, vocal fold vibratory analysis using EGG, and respiratory analysis using two channel RIP (respiratory inductive plethysmography).

Keywords: Voice Analysis, EGG, Respiration, RIP

1. 서 론

음성은 의사소통의 기본 수단으로서 호흡기관에서 공기를 압축해서 성대와 식도, 후두개, 연구개를 거친 후 구강을 통해 배출시킴으로써 음성 신호를 만들어 낸다[1][2][3]. 즉 음성은 호흡기관(폐, 흉곽, 호흡관력 근육)과 발성기관(성대)과 조음, 공명기관(인두, 구강, 비강)의 상호작용에 의하여 만들어지며, 각 기관은 뇌의 언어 중추 명령에 의해 제어 된다[4]. 이와 같이 음성이 만들어지기 위해서는 호흡, 발성, 공명 · 조음 기관이 종합적으로 관여를 하며 어느 한 부분에 문제가 생기거나 혹은 복합적으로 문제가 생겼을 경우 음성장애 및 언어장애를 다양하게 발생시킬 수 있다. 또한 음성은 호흡과 매우 밀접한 관계가 있어 음성, 성대의 진동, 호흡 관계를 종합적으로 관찰할 필요가

* 연세대학교 생체공학협동과정
** 연세대학교 의과대학 이비인후과학교실, 음성언어의학연구소
*** 한경대학교 생물정보통신전문대학원
**** 전북대학교 전자정보공학부
***** 연세대학교 의과대학 의학공학교실

있다. 현재 임상에서 음성 분석을 위해 사용되는 시스템은 대부분 성대의 진동을 측정하기 위해 스트로보스코프, EGG(electroglottography), 후두근전도 중의 한 방법과 음성 분석을 위한 분석 프로그램으로 구성되어 있어서 호흡 관계에 대한 측정이 배제되어 있거나, 별도로 측정된다. 호흡은 질병에 의한 음성 장애나 기타 기능적 음성장애, 뇌혈관 장애에 의한 음성장애 등이 있을 경우 패턴이 변화되므로 발성 기능 검사로 호흡기능을 알 필요가 있으며 흡기/호기의 타이밍 문제는 특히 중요하다.

본 연구에서는 음향학적 분석을 위해 마이크로폰으로 음성을 수집하고 음성 신호 처리를 하였으며 분석 파라미터로는 기본 주파수인 피치(pitch), 주파수 변동율(jitter), 진폭 변동율(shimmer), 배음대 잡음 비율(HNR: harmonics to noise ratio) 및 포만트(formant)로 하였다. 성대 검사의 방법으로는 발성 시의 성대 점막의 개폐 양상을 측정할 수 있는 EGG 방법[5]으로 데이터를 수집하고 분석 파라미터는 기본 주파수인 pitch, jitter, shimmer, HNR, 성대폐쇄비율(CQ: close quotient), 개폐속도비율(SQ: speed quotient) 및 개폐속도지수(SI: speed index)로 하였다. 호흡의 측정은 기존 장비들이 안면 전면에 마스크나 종이 대롱을 착용하여 기류를 직접 측정하는 방법을 사용하고 있어서, 정상적인 발성 혹은 조음에 지장이 초래되기 때문에 산출되는 음성 혹은 조음에 대한 객관적인 측정이나 평가의 어려움이 있었다[2]. 본 연구에서는 흉부나 복부에 코일형 밴드를 착용하여 호흡에 의해 변화되는 흉부나 복부의 단면적의 변화에 비례하는 인덕턴스를 감지하여 정상적인 발성과 조음 시의 호흡의 변화를 측정할 수 있게 하였으며(RIP: respiratory inductive plethysmography), 흉식호흡과 복식호흡의 패턴 및 복식 호흡 비율을 측정하고자 하였다. 이와 같이 본 연구에서는 음향학적 분석, 성대의 진동상태에서의 분석 및 호흡의 측정을 동시에 할 수 있도록 하였다.

2. 본 론

2.1 통합 검사 시스템의 하드웨어

2.1.1 음성신호

음성 신호 수집을 위해 콘덴서 마이크로폰을 선택하였다.

(1) 마이크로폰 사양

Model : C420 (AKG Acoustics, Austria)
Transducer : Condenser pressure gradient
Polar pattern : cardioid
Frequency range : 20 - 20,000Hz
Sensitivity : 7mV/Pa
Electrical impedance : 200Ω
Supply voltage : 9 - 52V

2.1.2 EGG

EGG 신호는 성대 안에 있는 두 겹의 막이 붙어서 공기의 흐름이 적어질 때와, 두 막이 떨어져서 공기의 흐름이 많아질 때 두 막 사이의 임피던스 변화를 전압의 변화로 얻어 낸다. 2 전극 방식 EGG의 구성은 <그림 1>과 같다[6][7]. <그림 2>는 개발 된 탈부착이 가능한 2 전극 탄성 밴드이다.

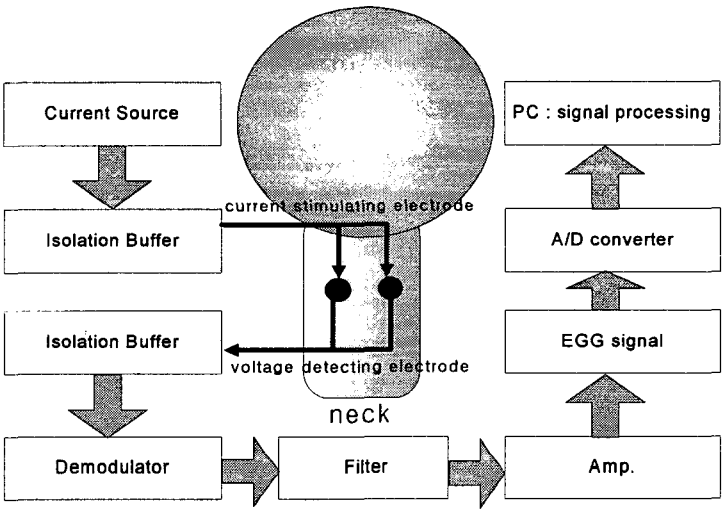

그림 1. 2 전극 방식 EGG 시스템의 구성

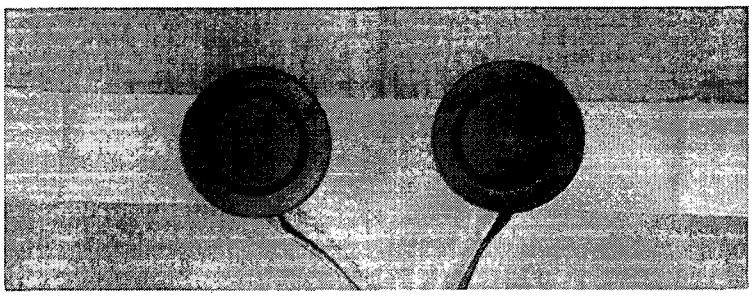

그림 2. 2 전극 방식의 EGG 밴드

2.1.3 인덕턴스 호흡측정기(RIP)

흉부와 복부의 2 채널 RIP를 이용하여 호흡을 측정하였다. 각각의 채널에서 호흡에 따른 흉강과 복강의 단면적 변화가 착용된 밴드의 코일에서 인덕턴스 변화로 측정되는데, 본 논문에서는 전체 둘레에 대해서 코일을 감지 않고 <그림 3>과 같이 일부만 용수철을 이용함으로써 착용을 용이하게 하였다. 전체적인 회로의 구성은 <그림 4>와 같으며 흉부와 복부에 인덕턴스 밴드를 동시에 부착할 경우 각각의 발진 주파수가 충분히 분리되어 있지 않으면 주파수 고정(locking)이나 변조가 발생하게 되므로, 흉부와 복부에 대하여 500 kHz, 1 MHz에서 발진이 되도록 하였다[8].

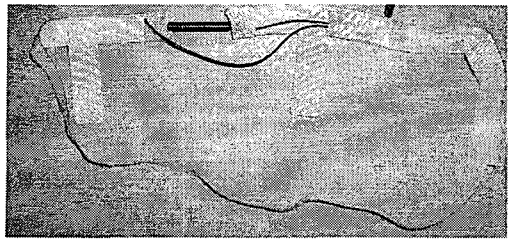

그림 3. 용수철을 이용한 인덕턴스 밴드

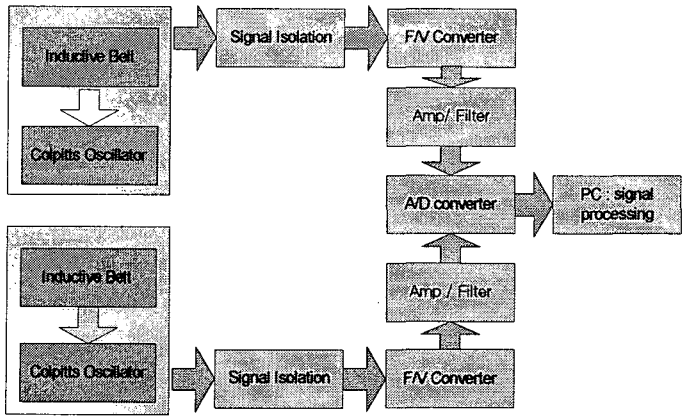

그림 4. 2채널 인덕턴스 호흡 감시 장치 (RIP)

2.1.4 통합 검사 시스템의 구성

음성, EGG, 2 채널 호흡 등 4 채널의 아날로그 신호를 디지털로 변환하기 위해 DAQ Pad (National Instruments, 6020E, 미국)를 사용하였으며, <그림 5>는 통합 검사 시스템에서 음성, EGG 및 호흡의 데이터를 동시에 수집하는 모습이다.

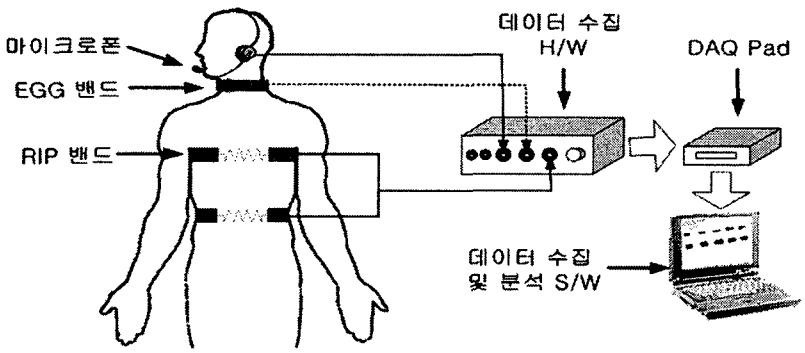

그림 5. 통합 검사 시스템의 구성

2.2 통합 검사 시스템의 소프트웨어

2.2.1 분석 프로그램 개발 툴

Visual C++ 6.0 (Microsoft, USA), Measurement Studio for Visual C++ (NI, 미국)

2.2.2 시스템 요구 사항

- OS : Microsoft Windows 2000/XP
- CPU : Intel Pentium III 533 MHz 이상
- Video Card : 1024 * 768, 256 colors 이상
- RAM : 512MB 권장
- 기타 : DAQ device driver 7.0 이상(NI, 미국)

2.2.3 데이터 수집

본 시스템에서 데이터 수집 시 음성신호의 경우 샘플링 주파수는 11,025 Hz와 22,050 Hz 및 44,100 Hz 중에 선택할 수 있다. 음성 1 개 채널, EGG 1 개 채널, RIP 2 개 채널을 포함하여 총 4 채널에 대하여 동일한 샘플링 주파수로 수집하였다. 데이터 저장 시, EGG나 RIP는 음성 채널에 비해 상대적으로 높은 샘플링 주파수로 하였기 때문에 필요 이상으로 데이터 파일 크기가 커진다. 따라서 각 채널의 신호 특성에 맞춰 샘플링 주파수를 다르게 설정할 수 있는데 실질적으로 DAQ Pad에서 이러한 설정을 하면 데이터의 손실이 발생하게 된다. 따라서 본 시스템에서는 각 채널의 데이터를 음성과 같은 샘플링 주파수로 수집 후에 데이터 저장 시, EGG 데이터는 10 kHz로, RIP 데이터는 100 Hz의 2 진법으로 저장하였다. <그림 6>은 데이터 수집 화면이다.

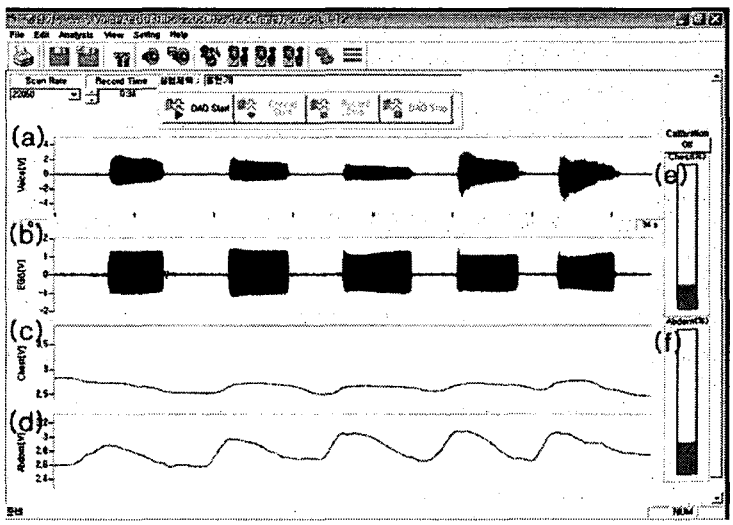

그림 6. 데이터 수집 화면

(a) 음성 신호, (b) EGG 신호, (c) 흉부 호흡 신호
(d) 복부 호흡 신호 (e) 흉부 호흡 변화율 (f) 복부 호흡 변화율

2.2.4 음성 분석

(1) pitch

피치검출은 음성의 준주기적 신호 특성과 성별, 나이, 억양 등의 상태에 따라 다양한 결과를 보이기 때문에 이를 극복하기 위한 연구가 계속 진행 중이다. 정확한 피치검출이 어려운 이유는 음성의 준주기성, 성도에 의한 성대음의 변화, 피치의 시작점과 끝점의 모호함, 유성음 구간 판별의 어려움등 때문이다[9]. 다양한 피치검출법 중에서 시간영역에서의 알고리즘은 다른 영역으로의 변환이 불필요하므로 계산양이 적은 장점이 있다. 그 중 자기상관법(auto-correlation)은 기존의 음성분석도구인 Praat와 MDVP 등에서 널리 채택되고 있으며[10][11], 본 연구에서도 채택하였다. 그리고 음성신호의 필터링 처리와 윈도우 내 신호의 진폭에 따른 가변적 중간 값 제거 레벨을 적용하여 피치를 검출하는 과정에서 고정된 윈도우 사용의 단점을 보완하였다. <그림 7>과 같이 자동으로 윈도우 사이즈와 윈도우 이동을 조절하는 알고리즘을 사용하였으며 초기 윈도우의 크기는 음성의 예상되는 최대 피치 주기가 20 ms이므로 이것의 2 배가 되는 40 ms으로 설정하였다. 피치를 구하기 전 일반적으로 유, 무성음의 판단을 위해 에너지를 dB 단위로 환산하여 0보다 크고 피치의 결과를 주파수로 환산하여 50 - 600 Hz 이내이면 유성음으로 결정하였다[1][2][3].

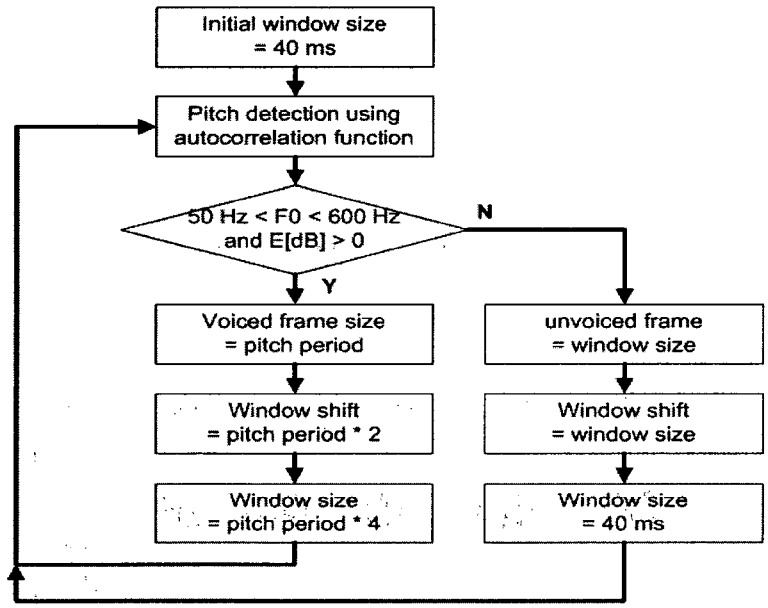

그림 7. 윈도우 크기와 이동을 가변으로 하는 피치검출 과정

(2) jitter

주파수 변동율은 식 (1)과 같으며 T_0는 피치의 기본 주기를 나타낸다[2][3].

$$jitter = \frac{\frac{1}{N-1}\sum_{i=0}^{N-1}|T_0 - T_0(i+1)|}{\frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N}T_0(i)} \quad (1)$$

(3) shimmer

진폭 변동율은 식 (2)와 같으며 P_0는 진폭의 최대치를 나타낸다[2][3].

$$shimmer = \frac{\frac{1}{N-1}\sum_{i=0}^{N-1}|P_0 - P_0(i+1)|}{\frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N}P_0(i)} \quad (2)$$

(4) HNR

HNR은 음성에 잡음이 들어간 정도를 나타내는 파라미터로서 모음을 단기간 지속하여 분석할 때 신호대 잡음 비(SNR: signal to noise ratio)로 볼 수 있다. Yumoto 등은 목소리의 쉼 정도를 평가하기 위해 처음으로 HNR을 식 (3)과 같이 정의하였다[12]. f_A는 피치의 평균 신호(f_A)를 나타낸다.

$$HNR = 10\log_{10}\frac{n\int_0^T f_A^2(\tau)d\tau}{\sum_{i=1}^{n}\int_0^{T_i}[f_i(\tau) - f_A(\tau)]^2 d\tau} \quad [dB] \quad (3)$$

(5) formant

포만트는 유성음의 주파수 분석을 통해 스펙트럼을 보면, 성대음이 성도를 통해 어떻게 필터링되어 공진 주파수가 나타나는지 알 수 있다. 본 연구에서는 분석방법으로 가장 많이 적용되는 선형 예측 모델(LPC: linear prediction model)을 적용하였다[1].

(6) spectrogram

스펙트로그램은 시간영역에서 STFT(short time fourier transform)을 통해 신호의 주파수 변환을 보여준다. 신호의 샘플링 주파수(Fs)에 의해서 스펙트로그램의 주파수 영역은 Fs/2로 제한이 된다. 주파수 대역에서의 신호는 강도에 따라서 색깔변화로 차이를 표시한다. <그림 8>은 음성 분석 화면이다.

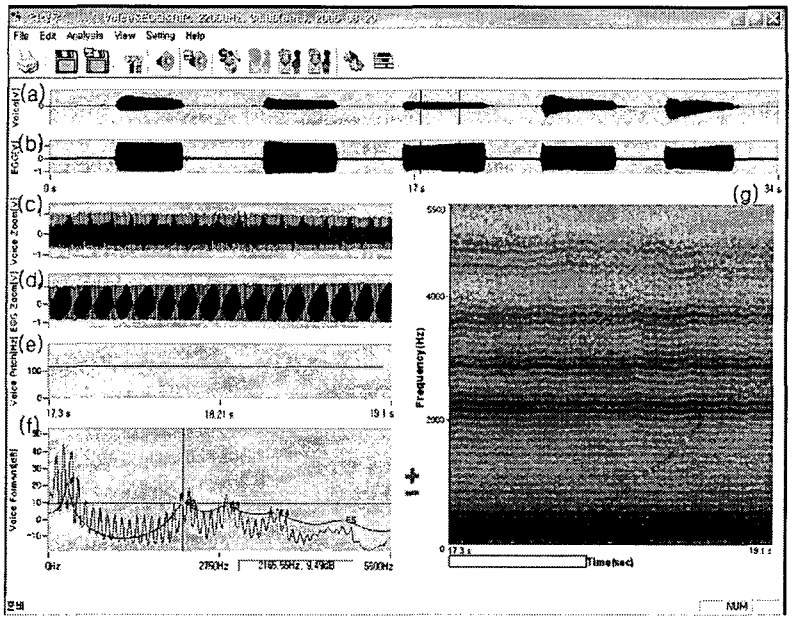

그림 8. 음성 데이터 분석 화면

(a) 음성 신호 (b) EGG 신호 (c) 선택구간의 음성 확대
(d) 선택구간의 EGG 확대 (e) 선택구간의 음성 기본 주파주
(f) 선택구간의 power spectrum, LPC spectrum
(g) 선택구간의 음성 spectrogram

2.2.5 EGG 분석

EGG를 분석하기 위한 파라미터로는 음성에서와 같이 pitch, jitter, shimmer, HNR 등이 있으며, 이를 구하는 방법 또한 음성 신호와 같은 방법을 쓸 수 있다. 그러나 EGG 신호의 경우 음성신호와는 달리 주기적인 성질을 많이 보이며, <그림 9>와 같이 정현파와 비슷한 신호를 보이기 때문에 본 연구에서는 음성 신호와 달리 특별한 수학적인 연산을 거치지 않고 역치 검출 방식으로 간단하게 EGG의 피치를 구하였다.

본 연구에서 개발된 EGG의 경우 <그림 9>와 같이 성대 접촉 시 진폭이 상승하고, 개방 시에 진폭이 감소하게 된다[2][3][5]. 이것으로 성대 운동의 주기와 개폐에 대한 정보인 성대폐쇄비율(CQ)은 식 (4)에 의해서 얻을 수 있다. 성대개방비율(OQ)은 식 (5)에 의해 얻을 수 있으며 개폐속도비율(SQ)와 개폐속도지수(SI)는 식 (6), (7)에 의해서 얻을 수 있다. <그림 10>은 EGG 분석 화면이다.

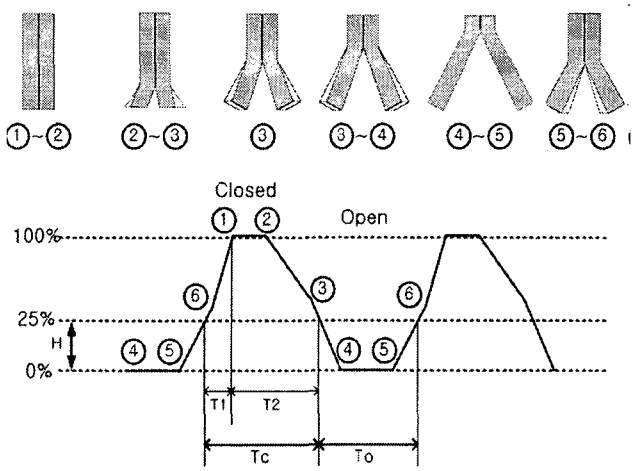

그림 9. 성대 진동에 따른 EGG 파형 및 파라미터

$$CQ(close\ quotient) = \frac{T_C}{T_C + T_O} \tag{4}$$

$$OQ(openquotient) = 1 - CQ \tag{5}$$

$$SQ(speed\ quotient) = \frac{T_2}{T_1} \tag{6}$$

$$SI(speed\ index) = \frac{T_2 - T_1}{T_2 + T_1} \tag{7}$$

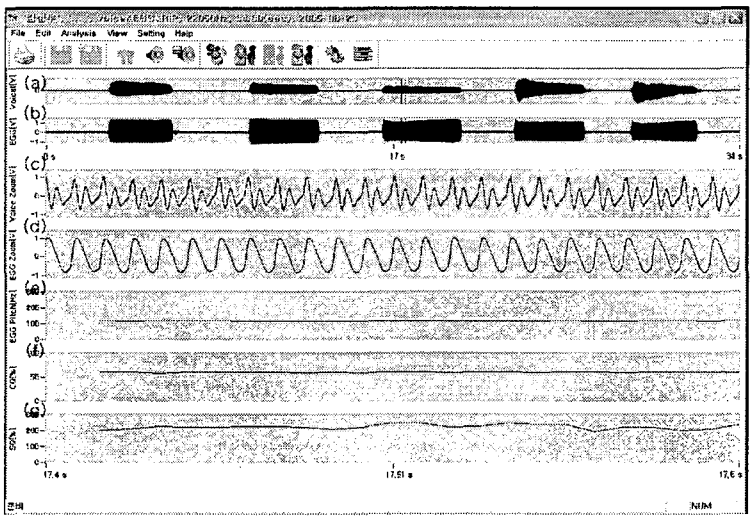

그림 10. EGG 분석 화면

(a) 음성 신호 (b) EGG 신호 (c) 선택구간의 음성 확대 신호
(d) 선택구간의 EGG 확대 신호 (e) 선택구간의 EGG 기본주파수
(f) 선택구간의 성대폐쇄비율(CQ) (g) 선택구간의 성대개폐속도율(SQ)

2.2.6 RIP 분석

본 논문에서 호흡측정을 위해 사용한 인덕턴스 호흡측정기는 발성에 무구속적이며, 시간에 따른 흉부와 복부에 의한 호흡 변화량을 측정할 수 있었다. 출력의 변화량이 호흡 변화량이므로, 측정된 데이터에서 시간의 변화에 대한 호흡의 변화량을 계산하였다. 또한 측정 후에 각 개인의 최대 흉식 및 복식 호흡 능력에 대한 비율을 보여줄 수 있으며, 분석 화면에서는 흉식 채널의 값(R_{CH})과 복식 채널의 값(R_{ABD}) 및 두 채널의 합으로 표현되는 전체 호흡에 대한 복식 호흡의 비율을 식 (8)과 같이 계산하였다.

$$\text{복식 호흡 비율} = \frac{R_{ABD}}{R_{CH} + R_{ABD}} \times 100\ [\%] \tag{8}$$

<그림 11>은 RIP 분석 화면이다.

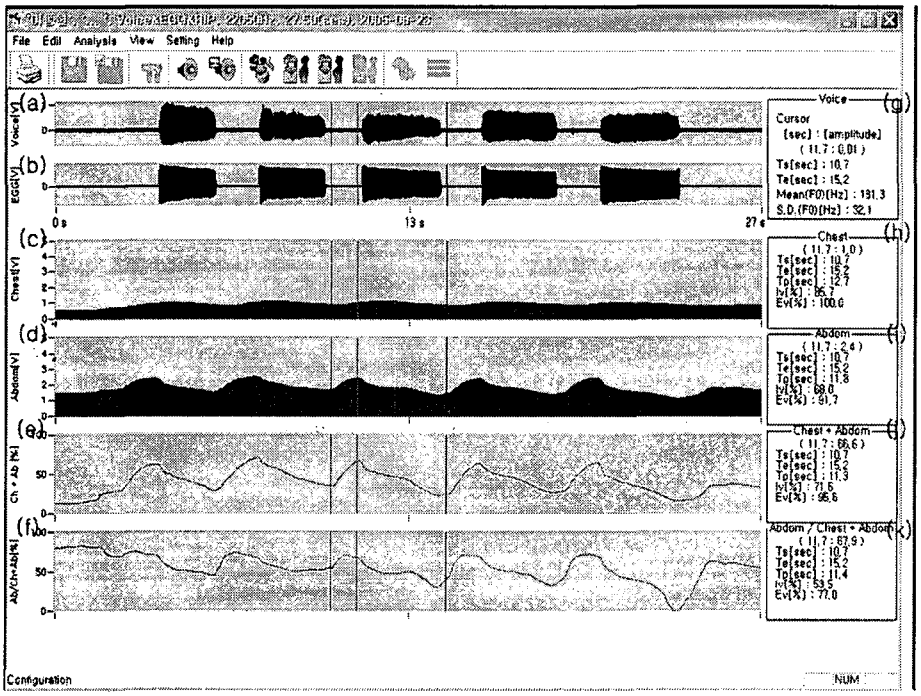

그림 11. RIP 분석 화면

(a) 음성 신호 (b) EGG 신호 (c) 흉부 호흡변화 신호,
(d) 복부 호흡변화 신호 (e) 흉부 + 복부 신호 (f) 복부 호흡 비율 신호
(g) 선택구간의 음성 분석 데이터 (h) 선택구간의 흉부 호흡 데이터
(i) 선택구간의 복부 호흡 데이터 (j) 선택구간의 흉부 + 복부 호흡 데이터
(k) 선택구간의 복부 호흡 비율 데이터

2.3 통합검사 시스템의 분석 결과

<그림 5>에 의해 수집 된 데이터는 음성과 EGG의 같은 구간에 대해 분석 후 <그림 12>와 같은 결과 데이터를 보여준다.

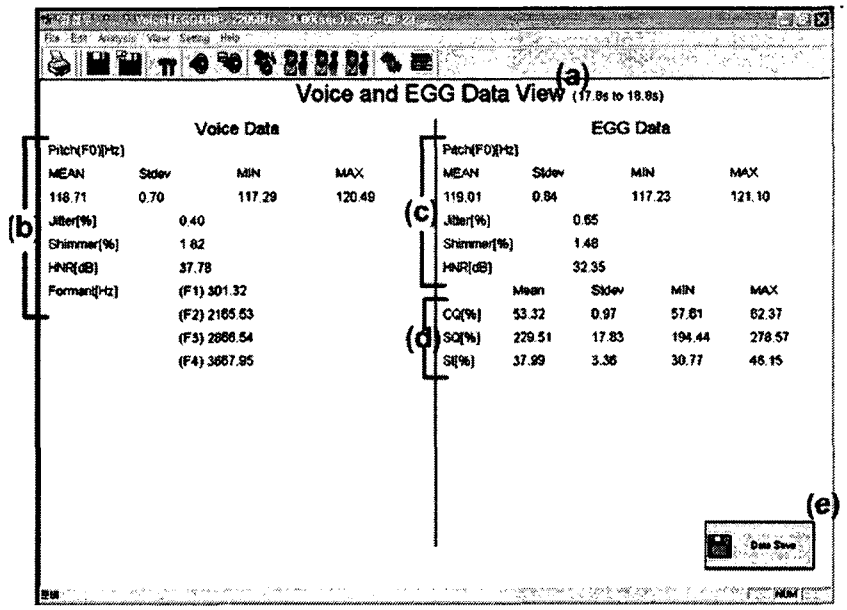

그림 12. 음성, EGG 분석 데이터 화면

(a) 분석 구간, (b) 음성 분석 파라미터 : pitch, jitter, shimmer, HNR, Formant
(c) EGG 분석 파라미터 : pitch, jitter, shimmer, HNR,
(d) EGG 분석 파라미터 : CQ, SQ, SI
(e) 분석 데이터 저장 버튼

3. 결 과

3.1 상용 프로그램과의 음성 기본 주기 비교

개발된 시스템과 상용 프로그램의 음성 신호의 기본 주기의 일치정도를 관찰하기 위해 피검자에게 약 3 초간 모음 /아/를 일정한 강도로 발성하도록 하였다. 발성된 음성을 Praat 프로그램을 이용하여 PC 사운드 카드의 마이크 입력 단자를 통해 입력받았고, 동시에 통합 검사 시스템을 통해 입력받았다. <그림 13>은 동일 발성 기간 동안의 Praat의 음성 신호와 통합 검사 시스템의 음성 신호를 나타낸 것이다. 각 음성 신호의 기본 주기가 일치함을 알 수 있었다.

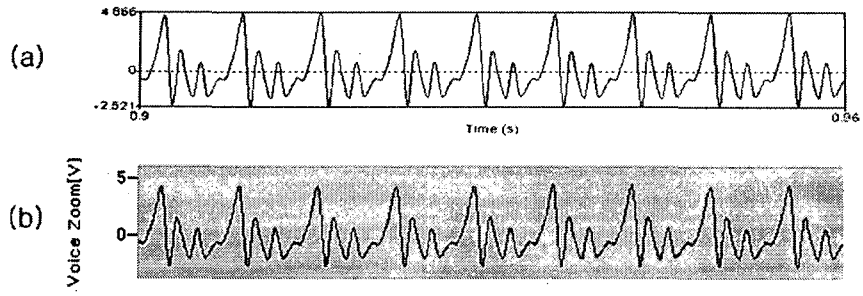

그림 13. Praat와 개발 된 시스템의 음성신호
(a) Praat 프로그램의 음성신호
(b) 통합 검사 시스템의 음성신호

3.2 통합 검사 시스템의 음성 신호와 EGG 신호의 기본 주파수

통합 검사 시스템의 음성 신호의 기본 주파수와 EGG 신호의 일치정도를 관찰하기 위해 피검자에게 약 3 초간 모음 /아/를 일정한 강도로 발성하게 한 후, 개발 된 시스템으로 음성신호와 EGG 신호를 입력받았다. <그림 14>는 동일 발성 기간 동안의 통합 검사 시스템의 음성 신호와 EGG 신호를 나타낸 것이다. 음성 신호와 EGG 신호의 기본 주기가 일치함을 알 수 있었다.

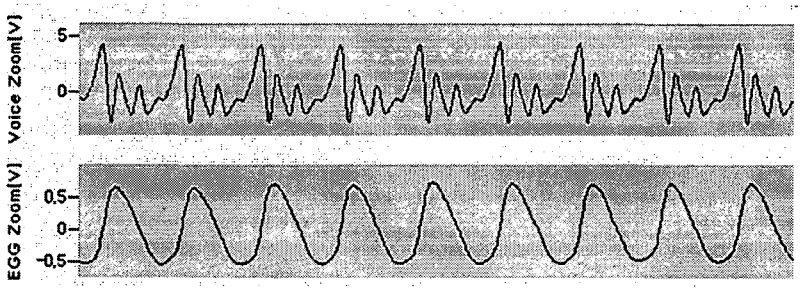

그림 14. 개발된 시스템의 음성신호와 EGG 신호

3.3 통합 검사 시스템에 의한 RIP 측정

통합 검사 시스템으로 발성 시 호흡의 변화를 관찰하기 위해 피검자에서 약 3 초씩 모음 /아/와 /에/를 발성하게 한 후 음성, EGG 및 RIP 신호를 입력받았다. <그림 15>는 동일 발성 기간 동안의 통합 검사 시스템의 음성, EGG 및 RIP 신호를 나타낸 것 이다. RIP 신호를 통해 모음 /아/와 /에/ 사이의 흉부 호흡과 복부 호흡의 변화를 알 수 있었다. 또한 흉식 채널의 신호(R_{CH})과 복식 채널의 신호(R_{ABD}), 두 채널의 합 및 전체 호흡에 대한 복식 호흡의 비율을 알 수 있었다.

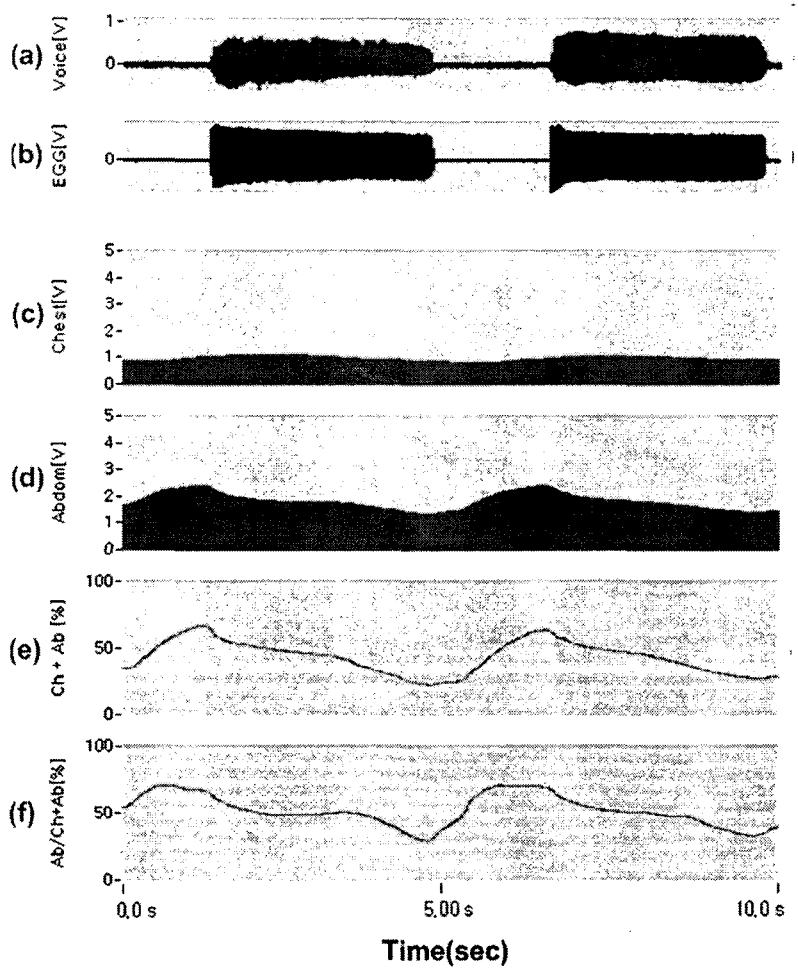

그림 15. 음성, EGG 및 RIP 신호

(a) 음성 신호 (b) EGG 신호,
(c) 흉부 호흡변화 신호 (d) 복부 호흡 변화 신호
(e) 흉부 + 복부 신호 (f) 복부 호흡 비율 신호

4. 결론 및 고찰

임상에서 사용되는 통합 음성분석프로그램은 수입된 상용 프로그램들이며, 부분적으로 EGG를 붙여서 사용할 수 있으나, 고가이므로 널리 보급되어 사용되지 못하고 있다. 호흡에 대한 측정은 Aerophone 등의 고가 장비를 따로 구입해야 가능하였기에 몇몇 대학병원에서만 사용 가능하였고, 음성과 EGG 신호를 동시에 분석할 수 없다는 단점이 있었다. 본 시스템에서는 RIP를 이용하여 음성 측정에 영향을 주지 않고, 흉강과 복강의 면적 변화를 이용해서 간접적으로 흉식호흡과 복식호

흡에 대한 양상을 관측 가능하게 되었다.

정상인을 대상으로 한 실험에서 복식호흡이 잘 안되는 경우, 호흡 신호를 시각적으로 피드백을 줄 수 있기 때문에 복식호흡 훈련에 큰 도움이 될 수 있었다. 또한 성대접촉음(유성음)의 산출 시 성대의 접촉 정도가 EGG 신호로 잘 보임에 따라, 음성장애를 초래하는 원인 중, 과대 성대접촉 혹은 과소 성대접촉을 교정하는 음성치료에 사용될 수 있음을 확인할 수 있었다.

본 시스템에서는 4 채널을 동시에 1 분간 수집했을 경우 저사양의 컴퓨터에서 분석프로그램으로 분석할 경우 160 MByte 이상의 시스템 메모리를 사용하게 되어 분석 중 느려짐을 초래할 수 있다. 따라서 분석 프로그램에서 파일 로드 후에 시스템 메모리 사용에 관한 개선이 필요하다. 또한 EGG의 신호 분석시 실제 성대 양상에 대한 자료와 비교하여 정확한 개폐 구간을 구분할 기준이 필요하다. 또한 호흡의 경우 흉부와 복부 호흡 변화량을 실제 폐활량과 비교하여 호흡 변화량으로 실제 폐활량의 수치를 나타내도록 계속적인 연구가 필요하다.

분석 시스템에서는 음성, EGG 및 호흡에 대한 알고리즘에 대한 연구에 의해 분석 파라미터의 추가가 필요하다. 차후, 본 연구를 토대로 정상인과 비정상인의 판단 여부, 각 음성 질환 별 환자의 데이터 수집, 현재 임상에서 쓰이는 다채널 음성 분석 프로그램과의 데이터 비교 및 전문인과 비전문인 사이의 데이터 비교 등을 연구할 예정이다.

감사의 글

본 연구는 2004년 중소기업청 중소기업기술혁신개발사업 지원에 의해 수행되었음.

참 고 문 헌

[1] Saito, S. & Nakata, K. 1985. "*Fundamentals of Speech Signal Processing.*" Academic Press, USA.

[2] 안회영. 1996. *음성검사법 기초편.* 제2판, 일본음성언어의학회 편, 군자출판사.

[3] 안회영. 1996. *음성검사법 임상편.* 제2판, 일본음성언어의학회 편, 군자출판사.

[4] Denes, P. B. & Pinson, E. N. 1993. *The Speech Chain.* W H Freeman Co., NewYork.

[5] Fant G., Ondrackova J., Lindqvist J. & Sonesson B. 1966. "Electrical glottography." *Quarterly Progress and StatusReport 4/1966, Speech Transmission Laboratory, Royal Institute of Technology*, Stockholm, 15-25.

[6] 김종찬, 이재천, 김덕원, 오명환, 윤대희, 차일환. 1999. "성문진동 패턴의 정량적인 해석을 위한 새로운 시스템 설계와 음성분석." *의공학회지*, Vol. 20, No. 4, pp. 427-433.

[7] Webser, J G. 1998. *Medical Instrumentation - Application and Design.* 3rd edition, John Wiley&Sons, Inc.

[8] 김덕원, 김수찬, 연동수. 1995. "인덕턴스 호흡감시 시스템의 개발." *의공학회지*, Vol. 16, No. 3, pp. 353-358,

[9] Rabiner, R. L., Cheng, J. M., Rosenberg, E. A. & McGonegal, A.C. 1976. "A Comparative

Performance Study of Several Pitch Detection Algorithms." *IEEE Transactions on Acoustic, Speech and Signal Processing*, Vol. ASSP-24, No. 5, pp, 399-418.
[10] Boersma, P. & Weenink, D. *Praat manual*, http://www.fon.hum.uva.nl/praat/
[11] 양병곤. 2003. *프라트를 이용한 음성분석의 이론과 실제*. 만수출판사.
[12] Yumoto, E., Gould, W.J. & Baer, T. 1982. "Harmonics to noise ratio as an index of the degree of hoarseness." *J Acoust Soc Am*, Vol. 71, No. 6, pp. 1544-1650.

접수일자: 2005. 11. 08
게재결정: 2005. 11. 30

▲ 이승훈
서울특별시 서대문구 신촌동 134번지 (우: 120-752)
연세대학교 생체공학협동과정
Tel: +82-2-2228-1920(O), 011-894-9641(H/P)
Fax: +82-2-363-9923
E-mail: wbfkrl@yumc.yonsei.ac.kr

▲ 정원혁
서울특별시 서대문구 신촌동 134번지 (우: 120-752)
연세대학교 생체공학협동과정
Tel: +82-2-2228-1920(O), 016-878-6419(H/P)
Fax: +82-2-363-9923
E-mail: zoodo@yumc.yonsei.ac.kr

▲ 최홍식
서울특별시 강남구 도곡동 146-92 (우: 135-270)
연세대학교 의과대학 이비인후과학교실, 음성언어의학연구소
Tel: +82-2-2019-3461(O), 011-254-1864(H/P)
Fax: +82-2-3463-4750
E-mail: hschoi@yumc.yonsei.ac.kr

▲ 김수찬
경기도 안성시 석정동 67번지 (우: 456-749)
한경대학교 생물정보통신전문대학원
Tel: +82-31-670-5425(O), 010-3039-3632 (H/P)
Fax: +82-31-670-5419
E-mail: firmware@khnu.ac.kr

▲ 임재중
전라북도 전주시 덕진구 덕진동 664-14 (우: 561-756)
전북대학교 전자정보공학부
Tel: +82-63-270-4064(O), 011-254-1864(H/P)
Fax: +82-63-270-4065
E-mail: jjim@moak.chonbuk.ac.kr

▲ 김덕원(교신저자)
서울특별시 서대문구 신촌동 134번지 (우: 120-752)
연세대학교 의과대학 의학공학교실
Tel: +82-2-2228-1916(O), 016-433-5402(H/P)
Fax: +82-2-363-9923
E-mail: kdw@yumc.yonsei.ac.kr