

Snorer-Dependent Snore Recognition Using LPC Cepstral Coefficients

崔 浩 善\* · 張 元 奎\*\* · 李 景 中\*\*\*  
 (Ho-Seon Choi · Won-Kyu Jang · Kyung-Joung Lee)

**Abstract** - In this paper, the possibility of snorer-dependent snore recognition using cepstral coefficients was suggested. We assumed that snore and speech sounds have some similarities and we used cepstral coefficients which are widely used for speech recognition. Snoring data were acquired from 18 persons including 5 patients diagnosed as snore patient. To evaluate the performance of proposed method, the distance ratio based on LPC cepstral coefficients was selected as an index for snorer-dependent snore recognition. As a result, distance ratio of 3 was selected as optimal value showing the most efficient snorer-dependent snore recognition, which is high accuracy of 95.05% on average. In conclusion, the proposed method showed the possibilities to be applied in clinical applications for snorer-dependent snore recognition.

**Key Words** : snorer-dependent snore recognition, LPC 켈스트럼 계수, 코골이 거리비율

1. 서 론

코골이는 수면 중 인두 및 구개수(목젖) 근육의 긴장이 떨어지는 등의 여러 원인으로 인해 좁아진 기도를 통과하는 공기의 흡입력에 의하여 목젖 및 주위 구조물들이 진동하여 생기는 호흡 잠음이다.[1] 음성의 경우에도 개인마다 타인과 구별되는 특징이 있듯이 코골이의 경우에도 개인마다 코골이가 생성되는 위치에 따라 기본 주파수의 차이가 존재한다.[2] 수면장애의 대표적인 증상인 코골이는 상기도 폐쇄에 의한 폐쇄성 수면 무호흡증(Obstructive Sleep Apnea: OSA)으로 진단될 가능성이 크다.[3][4] 또한 심하게 코를 고는 사람은 기상시의 두통과 낮 시간의 졸음 및 쉽게 피로감을 느낄 뿐 아니라 주위 사람들의 수면을 방해하기 때문에 코골이의 발생 여부를 확인하여 이를 방지하기 위한 연구가 꾸준히 지속되어 왔다. 기존의 연구에서 사용한 대부분의 코골이 데이터는 수면 다원실과 같은 외부와 차단된 공간에서 획득한 것이기 때문에 외부 잠음이나 타인의 코골이에 의한 영향을 고려할 필요가 없었다. 그러나 여러 사람이 수면을 취하는 일반 병실 및 공동 수면실에서 특정인의 코골이를 검출하는 경우 타인의 코골이까지 인식하는 오류가 발생하기도 하는데 이와 같은 오류를 방지하기 위해서는 특정인의 코골이만을 인식하는 것이 필요하다.[5]

따라서 본 논문에서는 코골이가 음성신호와 유사하다는

가정 하에 음성인식에 가장 널리 사용되는 파라미터인 켈스트럼을 이용하여 특정인의 코골이만을 인식하는 방법에 대해 연구하였다. 이를 위해 외부 환경에 노출된 일반 병실 및 공동 수면실에서 획득한 코골이로부터 LPC 켈스트럼 계수를 구하고 그 계수를 이용한 거리비율을 구하여 특정인의 코골이만을 인식하도록 하였다.

2. 본 론

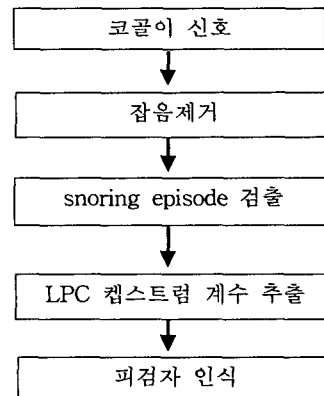


그림 1 특정인의 코골이 인식 알고리즘의 순서도  
 Fig. 1 Flowchart of snorer-dependent snore recognition

그림 1은 특정인의 코골이 인식 알고리즘의 순서도로서 스펙트럼 차감법을 이용해 잡음을 제거하고 snoring episode를 검출하여 LPC 켈스트럼 계수를 추출한 후 코골이 인식을 수행한다.

\* 正 會 員 : 大元科學大學 멀티미디어정보관리계열 敎授  
 \*\* 準 會 員 : (주)삼성테크윈 광디지털개발팀 研究員  
 \*\*\* 正 會 員 : 延世大 保健科學大學 醫工學科 敎授 · 工博  
 接受日字 : 2003年 5月 7日  
 最終完了 : 2003年 6月 18日

### 2.1. 스펙트럼 차감법에 의한 잡음제거

녹음된 데이터는 수면다원실과 같은 외부와 차단된 공간에서 얻은 것이 아니라 일반 침실이나 병실에서 녹음된 것이기 때문에 잡음이 포함된 경우가 많다. 따라서, 이런 잡음을 제거하기 위해 스펙트럼 차감법을 사용하였다.

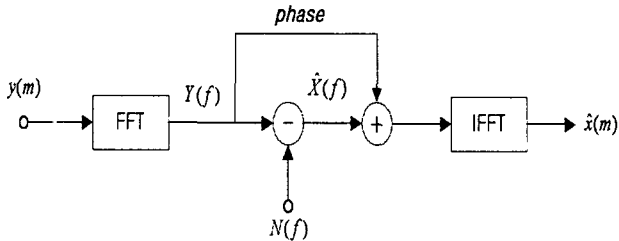
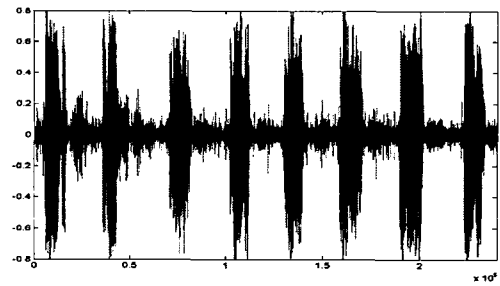


그림 2 스펙트럼 차감법의 블록도  
Fig. 2 Block diagram of spectral subtraction

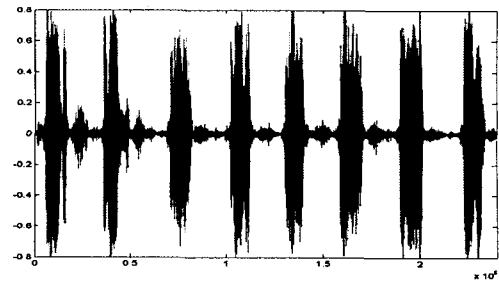
그림 2는 스펙트럼 차감법을 이용하여 잡음을 제거하는 과정을 나타낸다.  $y(m)$ 은 잡음이 포함된 신호를 나타내며,  $N(f)$ 는 잡음신호의 스펙트럼을 나타낸다.[6] 본 논문에서는 스펙트럼 차감법 중 크기스펙트럼 차감법을 이용하여 잡음을 제거하였다. 잡음 구간은 0.05초(400개 데이터)의 크기로 임의의 5군데를 선정하여 각각 윈도우를 취한 후 FFT에 의한 스펙트럼을 얻은 후, 5개 스펙트럼의 평균을 구하였다. 잡음이 포함된 원 신호의 0.05초에 해당하는 스펙트럼에서 잡음 스펙트럼의 평균을 차감하여 잡음이 제거된 신호의 스펙트럼 크기를 얻게 되고 잡음이 포함된 원 신호의 스펙트럼으로부터 획득한 위상을 더하여 푸리에 역변환 함으로써 잡음이 제거된 신호를 얻는다.

### 2.2. snoring episode 검출

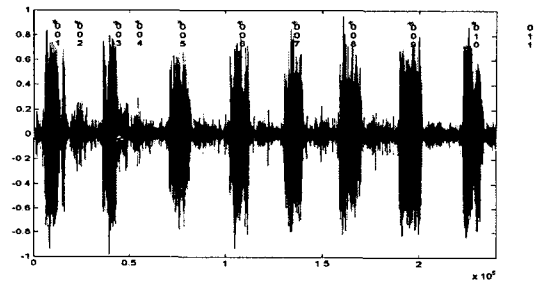
스펙트럼 차감법에 의해 잡음이 제거된 신호는 절대값을 취한 후 episode를 검출하기 위해 신호를 스무딩시켰다. 이를 위해 피크 값을 500샘플(62.5ms) 동안 지속하다가 그 값이 더 큰 값으로 갱신되지 못하면  $e^{-\frac{x}{600}}$ 로 감소시키면서 새로운 값을 찾도록 하였다. 지수부분의 600은 지수함수의 감소율을 결정하는 상수로서 실험적으로 결정된 값이다. episode 검출을 위한 문턱치는 절대값이 취해진 신호의 80,000샘플(10sec)을 평균하고 1.05를 곱하여 실험적으로 결정하였고 이 값보다 큰 구간을 episode로 간주하였다.[7] 그림 3은 잡음이 제거된 코골이 신호와 episode 검출 결과를 보여주고 있다.



(a)



(b)



(c)

그림 3 스펙트럼 차감법을 이용한 잡음제거 및 episode 검출 결과 (a) 잡음이 포함된 신호 (b) 잡음이 제거된 신호 (c) episode 검출 결과

Fig. 3 Noise reduction using spectral subtraction and episode detection (a) noisy signal (b) noise-reduced signal (c) result of episode detection

episode 검출 시 16개의 episode에서 1개의 episode가 2개 이상으로 검출되어 모두 34개로 인식되었다. 그림 4는 1개의 episode가 2개 이상으로 검출되는 경우를 보여주고 있다. (a), (b)는 코골이 신호가 지속적이지 못하여 1개의 episode가 2개 이상으로 나타나는 경우이며, (c), (d)는 한 번의 숨을 두 번에 나누어 들이쉬기 때문에 episode가 두 번에 걸쳐서 나타나게 되어 결국 1개의 episode가 2개로 인식되는 경우이다.

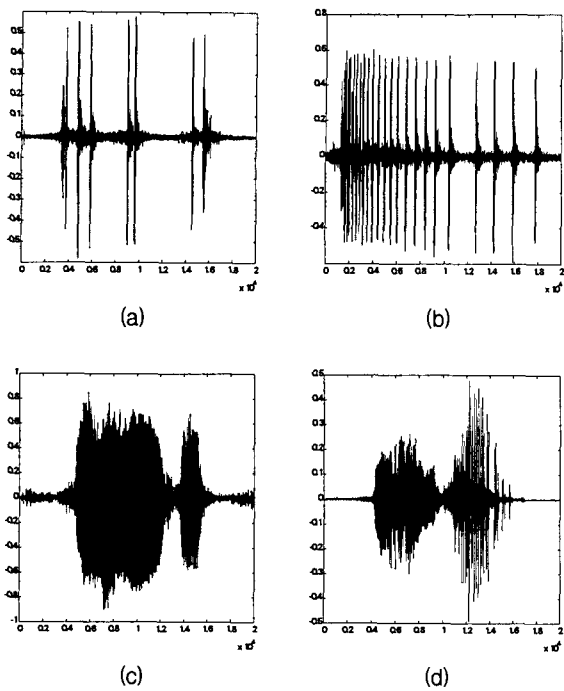


그림 4 1개의 episode가 2개 이상으로 검출되는 경우  
 Fig. 4 Examples for which one episode is detected as more than two episodes

2.3 LPC 캡스트럼 계수 추출

캡스트럼은 로그 크기 스펙트럼(logarithmic amplitude spectrum)의 역 푸리에 변환으로 정의된다.[8] 캡스트럼은 음성신호에서 스펙트럼 포락 정보와 세부 구조 정보를 분리해 낼 수 있는 특징을 갖고 있다. 음성모델에서 음성신호  $x(t)$ 는 식 (1)과 같이 음원  $g(t)$ 와 스펙트럼 포락함수  $h(t)$ 의 컨볼루션 형태로 표현되며 주파수 영역에서 표현하면 식 (2)와 같다.

$$x(t) = \int_0^t g(\tau)h(t-\tau)d\tau \tag{1}$$

$$X(\omega) = G(\omega)H(\omega) \tag{2}$$

단,  $X(\omega)$ ,  $G(\omega)$ ,  $H(\omega)$ 는  $x(t)$ ,  $g(t)$ ,  $h(t)$ 의 주파수 스펙트럼이다.

식 (2)의 양변에 절대값 함수를 취한 후, 로그를 취하면 식 (3)을 얻을 수 있다.

$$\log|X(\omega)| = \log|G(\omega)| + \log|H(\omega)| \tag{3}$$

캡스트럼  $c(\tau)$ 는 식 (3)의 양변을 역 푸리에 변환한 것으로서, 식 (4)와 같이 표현된다.

$$c(\tau) = F^{-1}\log|X(\omega)| = F^{-1}\log|G(\omega)| + F^{-1}\log|H(\omega)| \tag{4}$$

식 (4)에서 첫 번째 항은 음원 정보, 즉 스펙트럼의 주기성

을 나타내며 두 번째 항은 스펙트럼의 형태를 나타낸다. 식 (4)로부터 얻어진 캡스트럼은 푸리에 변환에 의해서 얻어진다는 의미로 FFT 캡스트럼이라고 부르기도 한다. 반면 선형 분석법에 의해서 캡스트럼 계수를 계산하는 방법이 있는데 FFT 캡스트럼과 구별하기 위해서 LPC 캡스트럼이라고 부른다. 그림 5는 음성신호의 스펙트럼과 FFT 캡스트럼에 의한 스펙트럼 포락 및 LPC 캡스트럼에 의한 스펙트럼 포락을 함께 나타낸 것이다. 그림에서 볼 수 있듯이 선형 분석법 자체가 스펙트럼의 극점(pole)만을 고려하는 all-pole 모델링에 기초를 두고 있으므로 잡음에 훨씬 강한 특성을 보인다[9]. 따라서 본 논문에서는 수면 다윈실과 같이 외부와 차단된 공간이 아닌 일반 병실 및 공동 수면실에서 특정인의 코골이를 인식해야 하므로 잡음에 강한 특성을 나타내는 LPC 캡스트럼 계수를 이용하였다.

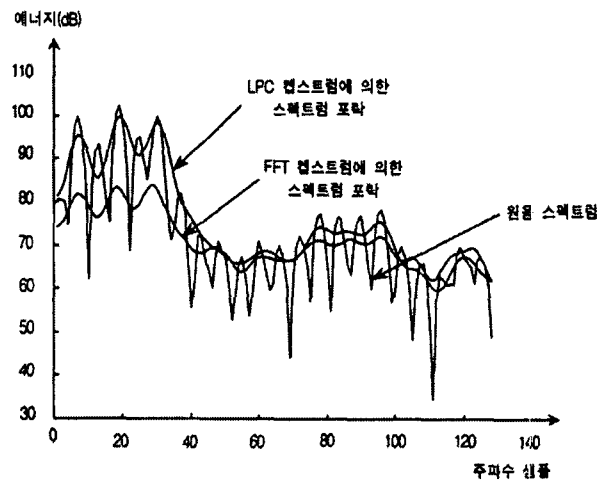


그림 5 음성 신호의 스펙트럼과 FFT 캡스트럼 및 LPC 캡스트럼에 의한 스펙트럼 포락  
 Fig. 5 A Spectrum of Speech Signal and Spectral Envelopes derived from FFT cepstrum and LPC cepstrum

LPC 캡스트럼 계수를 구하기 위해 먼저 코골이 episode의 처음과 끝에서 신호의 불연속성을 최소화하기 위해 해밍(hamming) 윈도우를 취한다.

$$x_w(n) = x(n)w(n) \tag{5}$$

$$\text{단, } w(n) = 0.54 - 0.46 \cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right), \quad 0 \leq n \leq N-1$$

윈도우를 취한 신호에 식 (6)과 같이 Autocorrelation 방법을 적용하여 AR 계수를 구한다. 여기서  $p$ 는 차수를 의미한다.

$$r(m) = \sum_{n=0}^{N-1-m} x_w(n)x_w(n+m), \quad m = 0, 1, \dots, p \tag{6}$$

LPC 분석을 통한 필터계수  $a$ 는 식 (7)에 의해서 얻을 수 있으며,  $R$ 은 Toeplitz Autocorrelation Matrix를 나타낸다.

$$\begin{aligned}
 Ra &= r \\
 r &= [r(1), r(2), \dots, r(p)]^T \\
 a &= [a_1, a_2, \dots, a_p]^T
 \end{aligned} \tag{7}$$

$$R = \begin{bmatrix} r(0) & r(1) & r(2) & \dots & r(p-1) \\ r(1) & r(0) & r(1) & \dots & r(p-2) \\ r(2) & r(1) & r(0) & \dots & r(p-3) \\ \vdots & \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ r(p-1) & r(p-2) & r(p-3) & \dots & r(0) \end{bmatrix}$$

$$a = R^{-1}r$$

필터계수  $a$ 는 식 (8)에 의해서 LPC 켈스트럼 계수  $c$ 로 변환되며,  $m$ 은  $\frac{3}{2}p$ 까지의 값을 갖는다.

$$\begin{aligned}
 c_0 &= r(0) \\
 c_{11} &= a_m + \sum_{k=1}^{m-1} \frac{k}{m} c_k a_{m-k}, \quad 1 < m < p \\
 c_{11} &= \sum_{k=m-p}^{m-1} \frac{k}{m} c_k a_{m-k}, \quad m > p
 \end{aligned} \tag{8}$$

본 논문에서는  $p$ 값을 10으로 하였고, 이에 따라  $m = \frac{3}{2}p = 15$ 가 되어 15개의 LPC 켈스트럼 계수를 얻게 된다.

### 3. 실험 및 결과고찰

코골이 데이터는 수술을 위해 입원한 코골이 환자 5명을 포함한 20세~58세의 남녀 18명으로부터 수집되었다. 코골이는 SONY RZ-90 MD 레코더와 ECM-717 디지털 마이크로폰을 사용하여 녹음하였으며 마이크로폰은 피검자의 코부위에서 코대의 90°방향에 위치시켜 호흡에 의한 바람이 마이크로폰에 직접 입력되지 않도록 하였다. 녹음된 코골이는 16bit 해상도와 8kHz 샘플링율로 PC에 재저장되었고 PC에 저장된 데이터는 각각 5분 길이를 갖도록 하였다.[7]

각 피검자의 코골이 중 5개를 선택하여 5개 코골이에 대한 켈스트럼 계수의 평균을 구하여 각 피검자별 기준 켈스트럼 계수로 정하였고, 기준 켈스트럼 계수를 구하기 위해 사용된 5개의 코골이를 제외한 나머지 코골이 중 20개씩을 임의로 선정해 켈스트럼 계수를 비교하기 위한 데이터로 사용하였다. 전체 피검자 18명 중 1명은 코골이 개수가 20개 밖에 안되어 제외하였고 나머지 17명의 피검자에 대한 데이터를 이용해 피검자 인식을 평가하였다.

평가를 위해 각 피검자의 기준 켈스트럼 계수와 자신 및 다른 피검자 16명의 20개의 코골이로부터 얻은 켈스트럼 계수와의 차의 제곱의 합인 식 (9)를 이용하여 자신의 코골이에 대해서는 켈스트럼 계수의 거리가 작으며, 다른 사람의 코골이에 대해서는 켈스트럼 계수의 거리가 크게 나타나는 특징을 이용하였다. 평가 결과는 미리 정보를 알고 있는 코골이 신호와의 비교를 통해 이루어졌다.

$$d_c^2(Q) = \sum_{n=1}^Q (c_n - c'_n)^2 \tag{9}$$

$c_n$  : 기준 켈스트럼 계수

$c'_n$  : 비교되어지는 켈스트럼 계수

#### 3.1 LPC 켈스트럼 계수를 이용한 특징인 코골이 인식

특정인의 코골이 인식을 위하여 각 피검자로부터 얻은 5개의 코골이 신호로부터 계수들의 평균값을 구하여 기준 켈스트럼 계수(15개)로 정하였으며 각 피검자의 다른 코골이 20개를 식 (9)에 적용하여 켈스트럼 계수 거리 20개를 구한 후 평균을 계산하여 각 피검자의 기준 거리로 설정하였다. 그림 6은 각 피검자의 기준 켈스트럼 계수와 자신의 다른 코골이 20개의 켈스트럼 계수와의 거리를 해당 피검자의 기준 거리와 비교하여 거리 비율을 나타낸 것으로서 식 (10)과 같이 구한다.

해당 피검자의 코골이 거리비율 =

$$\frac{\text{해당 피검자의 기준 켈스트럼 계수와 자신의 코골이와의 거리}}{\text{해당 피검자의 기준 거리}} \tag{10}$$

횡축은 17명의 피검자를 나타내고 종축은 각 피검자의 켈스트럼 계수 거리 비율을 나타낸 것이다. 17명 피검자에 대해서 각각 20개의 점이 나타나 있는데, 0에 가까울수록 자신의 코골이와 거리가 가깝다는 것을 나타내며 그 값이 커지면 커질수록 자신의 코골이와 거리가 멀다는 것을 의미한다. 즉, 거리가 가까우면 자신의 코골이로 간주할 수 있으며 거리가 멀면 다른 사람의 코골이로 간주할 수 있는 것이다. 4번 피검자와 7번 피검자의 코골이 20개는 모두 2 이하의 값을 갖고 있으므로 자신의 코골이로 분류될 확률이 높으며, 3번 피검자의 코골이 중 3.642와 5.759의 값을 갖는 코골이는 자신의 코골이가 아닌 다른 사람의 코골이로 분류될 확률이 높다.

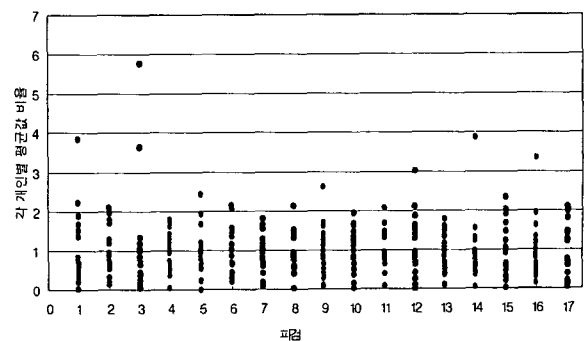


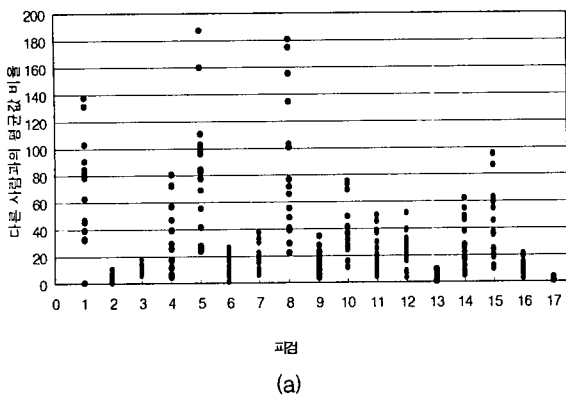
그림 6 피검자 자신의 코골이와의 켈스트럼 계수 거리 비율  
Fig. 6 Scatter plot of the ratio of the distance computed with reference cepstral coefficients and cepstral coefficients of other 20 snores of each subject against the reference distance of each subject

그림 7은 각 피검자의 기준 첵스트럼 계수와 다른 피검자 16명의 코골이 20개의 첵스트럼 계수와와 거리를 평균한 값을 구하여 해당 피검자의 기준 거리와 비교하여 거리 비율을 나타낸 것으로서 식 (11)과 같이 구한다.

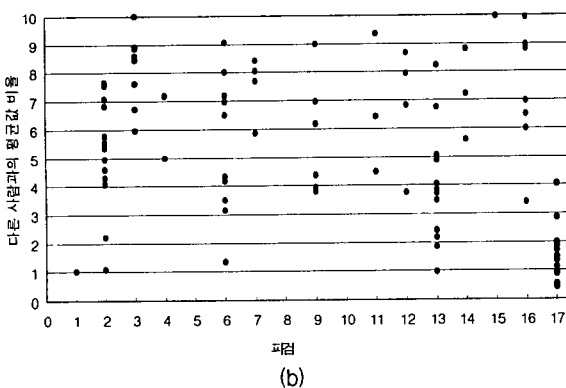
다른 피검자와의 코골이 거리비율 =

$$\frac{\text{해당 피검자의 기준첵스트럼계수와 다른 피검자 코골이와의 평균거리}}{\text{해당 피검자의 기준거리}} \quad (11)$$

횡축은 각 피검자를 나타내고 종축은 다른 피검자와의 첵스트럼 계수 거리 비율을 나타내는데, 해당 피검자의 코골이를 기준으로 다른 피검자의 코골이와 비교하는 것이기 때문에 16개의 비교결과가 나타나게 되고 피검자당 16개의 점으로 표현된 것이다. 그림 7(b)는 그림 7(a)를 0~10 범위만 확대하여 나타낸 것이다. 5번 피검자의 경우 16개의 점이 모두 20이상의 값을 가지므로 자신의 코골이와 다른 사람의 코골이를 확연히 구별할 수 있는 반면, 17번 피검자의 경우에는 16개의 점이 모두 5 이하이며 평균 1.711의 값을 가지므로 자신의 코골이와 다른 사람의 코골이를 구별하기 어렵다.



(a)



(b)

그림 7 다른 피검자 코골이와의 첵스트럼 계수 거리 비율 (a) 전체 범위 (b) 0 ~ 10 범위

Fig. 7 Scatter plot of the ratio of the mean of distances computed with reference cepstral coefficients of each subject and cepstral coefficients of 20 snores of other 16 subjects against the reference distance of each subject (a) whole range (b) 0 ~ 10 range

### 3.2 특정인 코골이 인식 성능평가

표 1은 LPC 첵스트럼 계수를 이용한 피검자 자신의 코골이에 대한 거리 비율 및 다른 피검자 코골이에 대한 거리 비율을 비교한 것이다. 특정인의 코골이 인식을 위해서는 자신의 코골이에 대한 거리 비율이 작을수록 자신의 코골이로 분류될 확률이 높아지며, 다른 사람의 코골이에 대한 거리 비율은 클수록 다른 사람 코골이와의 차이가 뚜렷하게 나타나기 때문에 특정인의 코골이 인식이 가능해진다.

표 1 LPC 첵스트럼 계수 거리 비율을 이용한 특정인 코골이 인식 성능

Table 1 Performance of snorer-dependent snore recognition using LPC cepstral coefficients distance ratio

피검자 자신의 코골이 (총340개)										
범위	≤1	≤2	≤3	≤4	≤5	≤6	≤7	≤8	≤9	≤10
갯수	212	321	334	339	339	340	340	340	340	340
인식율 (%)	62.4	94.4	98.2	99.7	99.7	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
다른 피검자의 코골이 (총272개)										
범위	>1	>2	>3	>4	>5	>6	>7	>8	>9	>10
갯수	267	255	250	240	227	218	207	198	184	179
인식율 (%)	98.2	93.8	91.9	88.2	83.5	80.1	76.1	72.8	67.6	65.8
평균인식율 (%)	80.3	94.1	95.05	93.95	91.6	90.05	88.05	86.4	83.8	82.9

표 1에서 알 수 있는 바와 같이 거리 비율 3을 기준으로 할 때 가장 높은 평균 인식율을 나타내었다. 따라서 거리 비율 3을 기준으로 정하였고 이 기준을 적용하면 거리 비율이 3보다 작은 값을 가질 때는 자신의 코골이로 간주하고, 3보다 큰 값을 가질 때는 다른 사람의 코골이로 간주하게 된다. LPC 첵스트럼 계수 거리 비율을 이용하여 특정인의 코골이를 인식하는 경우 자신의 코골이에 대해서는 98.2%, 다른 사람의 코골이에 대해서는 91.9%의 인식율을 나타내어 평균 95.05%의 인식율을 보였다. 향후 좀 더 완벽한 특정인의 코골이 인식을 위해서는 신체 상태의 변화(특히 약물 치료 후와 같은)에 따른 인식 성능에 대한 추가 연구가 필요할 것으로 판단된다.

### 4. 결 론

본 논문에서는 특정인의 코골이 인식을 위하여 LPC 첵스트럼 계수 거리 비율을 이용하는 방법을 제안하였으며 실험 평가한 결과 거리 비율의 기준을 3으로 정하였을 때 자신의 코골이에 대해서 3 이하의 값을 갖는 경우는 98.2%, 다른

사람의 코골이에 대해서 3 이상의 값을 갖는 경우는 91.9%로서 평균 95.05%의 값을 나타내었다. 이와 같은 높은 인식률을 근거로 본 연구에서 제안한 방법이 특정인의 코골이 인식을 위한 임상응용에 적용 가능함을 제시하였다.

**감사의 글**

본 연구는 과학기술부·한국과학재단지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RRC)의 지원에 의한 것입니다.

**참 고 문 헌**

[1] <http://somangent.co.kr/nose.html>  
 [2] Jordi Sola-Soler, Raimon Jane, Jose Antonio Fiz, Jose Morera. "Towards automatic pitch detection in snoring signals". Proceedings of the 22nd Annual IEMBS International Conference. pp2974-2976. 2000  
 [3] 정은희, 기우천. "코골이 유병률에 관한 연구". 대한구상내과학회지 Vol. 22. No. 1. 1997  
 [4] 김지배. "코골이와 수면무호흡증". 가정의. Vol. 11. No.2. 1990  
 [5] 장원규, 최호선, 조성필, 이윤희, 이경중. "Cepstral 계수를 이용한 지능형 코골이 인식". 대한의용생체공학회 춘계학술대회. pp.111-112. 2001  
 [6] 조훈영, 오영환. "반복적 스펙트럼 차감법을 이용한 잠음 음성의 무음 구간 검출". 한국음향학회 학술발표대회 논문집. Vol. 17. No. 2. 1998  
 [7] 장원규, 조성필, 이경중 "신경망 기반의 코골이 검출 알고리즘 개발에 관한 연구". 대한 전기학회 논문 51D-7-8. pp.327-332. 2002  
 [8] Sadaoki Furui, "Digital Speech Processing, Synthesis, and Recognition", Marcel Dekker, 1992  
 [9] 오영환. "음성언어정보처리". 홍릉과학출판사. pp.29-33. pp151-156. 1998

**저 자 소 개**



**최 호 선 (崔 浩 善)**

1958년 4월 26일생. 1981년 경희대 전자공학과 졸업. 1987년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 현재 연세대 대학원 의공학과 박사과정. 대원과학대학 멀티미디어정보관리계열 교수

Tel : 043-649-3237, Fax : 043-645-9170  
 E-mail : chs426@daewon.ac.kr



**장 원 규 (張 元 奎)**

1974년 10월 8일생. 1999년 연세대 의공학과 졸업. 2002년 동 대학원 의공학과 졸업 (공학석사). 현재 (주)삼성테크원 광디지탈 개발팀 연구원

Tel : 031-740-8253, Fax : 031-740-8241  
 E-mail : wkjang@empal.com



**이 경 중 (李 景 中)**

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업. 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연세대 의공학과 교수. 관심분야는 신호처리, 심장진단 및 모델링

Tel : 033-760-2433, Fax : 033-763-1953  
 E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr