

피치 검출 방법을 이용한 태아심음주기의 추출에 관한 연구

이 용 구*, 이 용 희*, 김 선 일**, 이 두 수*
한양 대학교 전자공학과*, 계량의학과**

Fetal heart rate estimation using high resolution pitch detection algorithm

Eung Goo Lee¹, Yong Hee Lee¹, Sun I Kim² and Doo Soo Lee¹
Dept. of Electronics¹ and Medical Information² Hanyang Univ.

ABSTRACT

Despite the simplicity of processing, a conventional autocorrelation function (ACF) method for the precise determination of fetal heart rate (FHR) has many problems. In the case of weak or noise corrupted Doppler ultrasound signals, the ACF method is very sensitive to the threshold level and data window length. It is real troublesome to extract FHR when there is a data loss. To overcome these problems, the high resolution pitch detection algorithm is adapted to estimate the FHR. The FHR is determined from the correlation of two interconnected segments by its maximum correlation value. FHR is compensated with a constant correlation threshold in a greatly smeared noise signal. This method yields more accurate, robust and reliable than the ACF method.

I. 서 론

태아의 박동수 검출 방법은 고전적으로 산모의 체외로 전달되는 태아심음을 이용하는 방법과 자궁속의 태아에 직접 전극을 삽입하여 얻어지는 전기적인 신호의 주기를 측정해서 얻는 방법등이 있다. 그러나 후자의 직접적인 방법은 침습적인 방법(invasive method)으로서 복잡한 시행과정과 위험을 수반하기 때문에 특별한 경우 외에는 행하지 않고 체외에서 측정하는 간접적인 방법이 많이 쓰여지고 있다. 이 간접적인 방법에는 태아심음의 직접적인 증폭을 통한 방법과 초음파의 도플러 효과를 이용하는 방법이 있으나 도플러 효과를 이용한 방법이 최근에는 주종을 이루고 있다. [1] 초음파 에너지는 체내의 연조직으로 비교적 쉽게 전파되며 연조직간의 음향반사계수에 비례하여 반사되어 돌아오는 음파를 검출하여 각종 의학영상 및

신호등을 얻게된다. 이때 반사되는 대상물이 초음파의 진행 방향에 대하여 움직이게 되면 전형적인 도플러 효과가 발생하여 주파수의 천이(beat)가 일어나게 된다. 도플러 신호의 주파수 천이는 태아 내의 혈관의 흐름이나 심장근육의 이완수축 등에 의해 발생된다. [2]

이러한 원리를 이용하여 태아의 박동수를 체외에서 구할 수 있다. 즉 되돌아오는 초음파의 도플러 신호는 증폭, 변조, 필터링을 통해 주파수 천이도를 구하고 정류의 과정을 통해 진폭의 변화로 바뀌게 된다. 따라서 정류된 도플러 신호의 주기는 곧 태아의 심장박동주기가 되는 것이다. 그러나 되돌아오는 도플러 신호는 주변의 환경변화, 잡음등의 영향을 많이 받게 되므로 그 미약한 신호로부터 주기를 구하는 것은 그리 쉬운 일이 아니다. 고전적인 문턱치 추출이나 최대치 검출에 의한 주기 추정방법에는 도플러 신호의 baseline shift, 기생 최대치 등의 문제로 많은 오차를 일으킨다.

따라서 근간에는 자기상관 함수를 이용하는 방법이 많이 쓰여지고 있다. [3-6] 그러나 이 방법은 자기상관 함수에서 심음주기를 찾을 때 일정한 레벨 이상의 피크중 첫번째 피크를 찾는 방법이기 때문에 레벨의 설정에 따라 또는 태아심음의 상태에 따라 심음주기 측정오차가 나타나며 창의크기가 길어야 정확한 주기를 구할 수 있으나 변화에 대한 응답시간이 길어지는 단점이 있다. 그러므로 태아심음주기의 미세한 변화를 찾음으로서 궁극적으로 태아의 건강상태도 알 수 있는 데에는 미치지 못하며 또한 전체적인 심음주기 측정오차도 피할 수 없었다. 이와같은 몇가지 문제점을 해결하고 정확한 태아심음의 측정을 위해 본 연구에서는 태아심음을 측정하는데 다음의 알고리즘을 적용하려 한다. 심음주기 검출 알고리즘은 기존의 알고리즘과 유사하지만 새로운 모델을 제시해서 이들 문제점을 대부분 극복하고 있다. 이 모델은 두 인접하고 중첩되지 않으며 심음주기 간격을 갖는 두 신호의 유사도를 평가해서 시간영역에서의 고해상 심음주기를 정확히 추출해 낸다. [7]

II. 태아심음 추출과정

산모의 복부 표면에 투사된 2MHz의 초음파는 체내의 연조직으로 비교적 쉽게 전파되며, 연조직 간의 음향 반사계수에 의해 반사되는 음파를 검출하여 각종 의학영상 및 음성신호를 얻을 수 있다. 이때 대상물이 초음파의 진행에 대해 움직이면 전형적인 도플러 효과가 일어나므로 반사되는 초음파에 주파수 천이 발생한다. 태아의 심장에서 반사된 초음파는 초음파 센서를 통하여 전기적 신호로 바뀌게 되며 이 초음파 신호는 복조과정과 저역통과필터를 통하여 주파수 천이 성분만이 남게된다. 이 천이 주파수의 주된 성분이 가청주파수 영역에 있으므로 간단한 오디오 증폭기로도 들을 수 있다. 이 신호를 흔히 초음파 도플러 신호라고 하며 A/D 변환기를 거쳐 컴퓨터에 입력된다.

그림 1은 태아심음의 고해상 피치 추출과정을 나타낸 것이다. 초음파 도플러 장치로부터 보내온 초음파 도플러 신호를 먼저 간단한 진폭 조정을 한 후, 음수를 양수로 바꾸는 정류과정을 통해 단극성 신호를 얻는다. 다음에 윤곽선 검출과정을 거쳐 초음파 도플러 신호의 윤곽선을 얻는다. 본 논문에서는 초음파 도플러 신호의 윤곽선을 찾기 위해 저역통과 베셀(Bessel) 필터를 이용하였다. 베셀 필터는 위상 응답에 최대한의 선형성을 가지는 필터로서, 필터 출력신호의 위상 지연은 태아심음 주기의 왜곡을 의미하기 때문에 베셀 필터를 선택하였다.^[8]

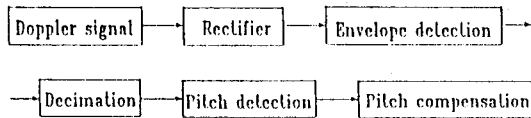


그림 1. 태아심음의 고해상 피치 추출과정

2차 베셀 아나로그 필터 전달함수의 일반형은 다음과 같다.

$$H(s) = \frac{3}{s^2 + 3s + 3} \quad (1)$$

표본화 주파수를 2400 Hz, 차단 주파수를 10 Hz 로 각각 선택하여 식(1)을 쌍선형변환(Bilinear transform) 하면 식(2)와 같은 디지털 형태의 전달함수를 얻는다.

$$H(z) = \frac{0.000494 + 0.000989z^{-1} + 0.000494z^{-2}}{1 - 1.922483z^{-1} + 0.924461z^{-2}} \quad (2)$$

윤곽선 검출과정을 거친 초음파 도플러 신호는 데시메이션을 하고 피치검출 알고리즘을 적용한다. 이때 두 신호

$x(t), y(t)$ 를 다음과 같이 정의한다.

$$\begin{aligned} x(t) &= s(t)w(t) & [t_0, t_0+\tau] \\ y(t) &= s(t+\tau)w(t) & [t_0, t_0+\tau] \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 $s(t)$ 는 태아심음신호 $w(t)$ 는 길이가 τ 인 구형창을 나타낸다. 따라서 두 신호 $x(t)$ 와 $y(t)$ 는 구간 $[t_0, t_0+\tau]$ 에서만 값을 갖는다.

태아심음의 해석구간은 $t=t_0$ 에서 시작하고 $\tau=T_0$ 에서 정확한 심음주기를 갖는다면 첫번째 신호 $x(t)$ 는 $s(t)$ 의 $[t_0, t_0+T_0]$ 구간의 신호이고 둘째 신호 $y(t)$ 는 $[t_0+T_0, t_0+2T_0]$ 구간의 신호가 된다. 두 연속된 신호의 심음주기는 유사하기 때문에 그것들은 다음과 같이 진폭 변조된 신호로 가정할 수 있다.

$$x(t) = a(t_0)y(t) + e(t) \quad [t_0, t_0+T_0] \quad (4)$$

여기서 $a(t_0)$ 는 $t=t_0$ 에서 태아심음의 크기에 따라 변하는 진폭 변조계수이다. 오차항 $e(t)$ 는 두 주기신호 사이의 차이를 나타내며 두 세그먼트 $x(t)$ 와 $y(t)$ 의 유사도를 최대화하기 위하여 $e(t)$ 를 구간 $[t_0, t_0+\tau]$ 에서 최소화함으로써 시간 간격 $\tau=T_0$ 를 $t=t_0$ 에서의 심음주기로 정의한다. 최적이론을 적용하기 위하여 cost function C 를 정규자승오차로 표현한다.

$$C = \frac{\int_{t_0}^{t_0+\tau} [x(t) - a(t_0)y(t)]^2 dt}{\int_{t_0}^{t_0+\tau} [x(t)]^2 dt} \quad (5)$$

C 를 최소화하기 위해서는 계수 $a(t_0)$ 에 대하여 미분한 값이 영이 되도록 한다. 이때 τ 값을 심음주기로 설정한다. 실질적으로 태아심음의 밴드폭이 제한되어 있으므로 τ 는 $T_{min} \leq \tau \leq T_{max}$ 로 제한될 수 있다.

$$T_0 = \underset{\tau, a(t_0)}{\operatorname{argmin}} \{ C \} \quad (6)$$

결국 최적변조이득은 $a(t_0) = (X, Y) / |X|^2$, X 는 $x(t)$ 를 Y 는 $y(t)$ 를 벡터로 표현한 것이고 (X, Y) 는 두 벡터의 내적이다. 그리고 $|X|^2 = (X, X)$ 는 $x(t)$ 의 에너지이다. $a(t_0)$ 의 최적치를 식(5)에 대입하면

$$C = 1 - \rho^2(X, Y) \quad [t_0, t_0+\tau] \quad (7)$$

여기서 $\rho(X, Y)$ 는 X, Y 사이의 상호상관계수이다.

$$\rho(X, Y) = \frac{(X, Y)}{|X||Y|} \quad [t_0, t_0+\tau] \quad (8)$$

그러므로 t_0 에서 심음주기 T_0 는 상호상관계수의 최대치로 계산될 수 있다.

$$T_0 = \operatorname{argmax} \{ \rho(X, Y) \} \quad T_{\min} \leq \tau \leq T_{\max} \quad (9)$$

그래서 식(6)의 정규자승오차의 최소화는 심음주기값에 대한 $\rho(X, Y)$ 의 최대화와 같아진다. $\rho(X, Y)$ 는 창함수의 길이에 따라 변하는 값이므로 두 신호의 상대적인 시지연(time lag)의 함수로 표현된 자기상관함수와 혼동해서는 안된다.

식(8)의 실질적인 해는 신호 $s(t)$ 를 샘플주기 T 로 일정하게 양자화해서 디지털신호처리로 구할 수 있다. 이 경우 심음주기는 샘플주기에 의해 결정되는 유한 해상도를 갖는 값이 된다. 여기서 이 주기를 정수 심음주기라 하고 태아심음 샘플 $S[n_1:n_2]$ ($1 \leq n_1 < n_2$)의 벡터를 다음과 같이 정의한다.

$$S[n_1:n_2] = (S_{n_1}, \dots, S_{n_1+k}, \dots, S_{n_2})^T \quad k=0, 1, \dots, n_2-n_1$$

$$S_i = S(t+t_0)|_{t=(i-1)T} \quad i=1, 2, \dots \quad (10)$$

태아심음신호가 양자화되었기 때문에 식(3)의 $x(t), y(t)$ 세그먼트는 모든 시간 t 에 대하여 구할 수 없다. 대신 그것들은 두개의 n 차원 벡터 $X_n(i_0) = (x_1, \dots, x_j, \dots, x_n)^T$ 와 $Y_n(i_0) = (y_1, \dots, y_j, \dots, y_n)^T$ 로 변형해서 표현한다.

$$X_n(i_0) = S[1:n], \quad Y_n(i_0) = S[n+1:2n] \quad (11)$$

여기서 i_0 는 시간참자 t_0 에 대한 샘플참자이다. 식(4)에 의하여 $t=t_0$ 에서 최적 정수주기 N_0 는 정규이산자승오차함수의 최소화로 구해진다.

$$N_0 = \operatorname{argmin}_{n, a(t_0) > 0} \left\{ C = \frac{\sum_{j=1}^n [x_j - a(t_0)y_j]^2}{\sum_{j=1}^n x_j^2} \right\} \quad (12)$$

실질적인 주기값 N_0 는 $N_{\min} \leq n \leq N_{\max}$ 범위에 대하여 구한다. N_{\min} 과 N_{\max} 는 각각 T_{\min} 과 T_{\max} 에 대응한다. 식(12)의 최적화는 식(9)의 이산형으로부터 유도되고 $X(i_0)$ 와 $Y(i_0)$ 의 상호상관계수 $\rho_n(X, Y)$ 는 $[N_{\min}, N_{\max}]$ 에서 n 에 대하여 최대치를 구해야 한다.

$$N_0 = \operatorname{argmax}_n \rho_n(X(i_0), Y(i_0)) \quad N_{\min} \leq n \leq N_{\max} \quad (13)$$

$\rho_n(X(i_0), Y(i_0))$ 는 식(8)과 같이 구해진다. 식(13)의 해는 $[N_{\min}, N_{\max}]$ 구간에서 $\rho_n(X, Y)$ 를 계산하므로 구할 수 있고 그것의 최대치도 찾을 수 있다.

Ⅲ. 태아심음주기 추출 알고리즘

심음주기 추출과정을 흐름도로 나타내면 그림 2와 같다.

입력된 도플러 신호는 절대값을 취하여 정규하고 II장에서 구한 베셀 저역필터를 통해 윤곽선 검출을 한다. 표본화 주파수는 2400 Hz 이고 도플러 신호의 주파수 천이는 200 Hz 범위이 있으므로 윤곽선 검출한 신호는 10:1로 대시메이션하고 해석 구간을 $2N_{\max}$ (320/240초), 스텝 크기를 $N_{\max}/2$ (80/240초)로 해서 피치주기를 찾는다. 태아 심음주기가 1.5-3.0 Hz 사이의 값을 갖으므로 $f_s=2400$ Hz 일때 $N_{\min}=80(80/240초)$ 이고 $N_{\max}=160(160/240초)$ 이 된다. 두 세그먼트 X_n, Y_n 을 $n=N_{\min}$ 에서 $n=N_{\max}$ 까지 변화면서 $\rho_n(X, Y)$ 을 구하고, 그 값이 최대가 되는 n 의 값을 피치주기로 선정한다. II장에서 구한 $\rho_n(X, Y)$ 는 $[N_{\min}, N_{\max}]$ 구간에서 $n=kN_0(k \geq 1)$ 의 상관계수값이 $n=N_0$ 의 값보다 더 큰 값을 갖는 경우가 생긴다. 이것은 신호가 태아의 움직임과 태아심음의 미세한 변화 때문에 생기고 이 경우 심음주기를 보상해야 한다. 심음주기를 보상하기 위하여 상관계수의 최대값($\rho_{n, \max}$)이 일정한 문턱값(THI) 이하인 경우 이전 심음주기의 10% 이내 후보를 찾아서, 이 중 상관계수가 가장 큰 값을 보상된 심음주기로 한다. 이 때 문턱값(THI)은 실험상 얻어진 값으로 0.9로 취한다.

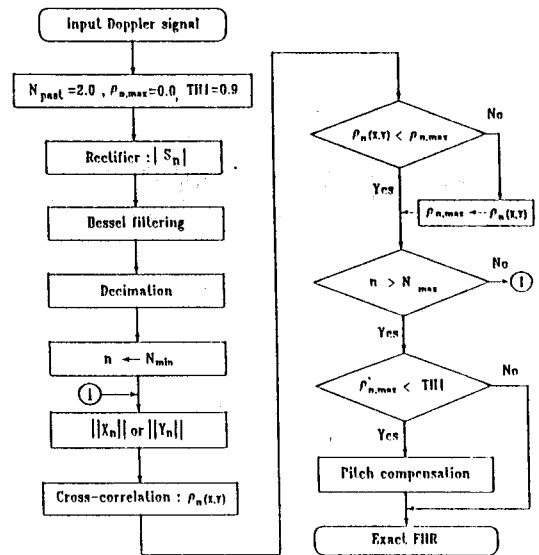


그림 2. 고해상 심음주기 추출과정 흐름도

Ⅳ. 실험 및 검토

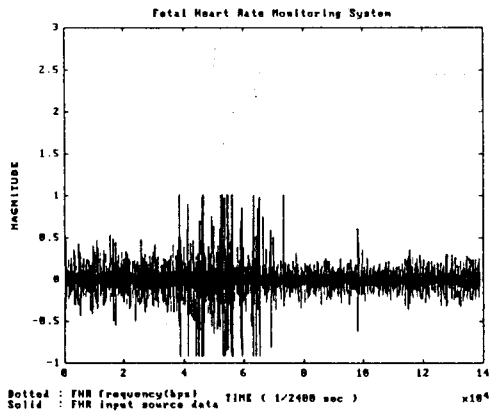
매 실험마다 초음파 도플러 장치를 산모의 배에 설치하여 초음파 도플러 신호를 얻는 것은 매우 번거로운 작업이므로 임신 기간 35주와 37주 사이의 2명 산모에게서 얻은 초음파 도플러 신호를 좋은 음질로 녹음하기 위해 DAT 를 사용했다. 이 DAT 는 표본화 주파수 48 KHz, 16 bit PCM 부호를 사용하므로

잡음에 의한 움직임 열화는 거의 없다고 볼 수 있다. DAT 출력 신호를 Global Lab 상에서 DT2821(Signal aquisition board)을 이용해서 표본화 주파수 2400 Hz로 도플러 신호를 얻는다.

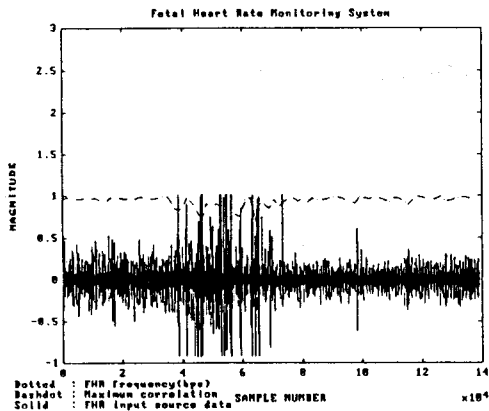
이 신호를 PC 486/DX에서 386-MATLAB 으로 프로그래밍하여 알고리즘을 수행 하였다. 제안된 알고리즘의 특성을 비교하기 위하여 기존에 사용된 알고리즘 중 태아 심음주기추출에 많이 적용된 자기상관 함수법을 채택했다. 자기상관 함수법은 일정한 해석 구간에서 자기상관 함수를 구하고 이 함수의 주기적인 성질을 이용하여 문턱값을 설정하고 그것으로 부터 주기를 찾는 알고리즘이다. 그런데 이 방법은 신호가 정상적일 때는 정확히 찾을 수 있으나 신호의 변화가 심한 부분에서는 문턱값을 선정하기가 어렵고 정확 주기를 찾을 수 없다.

알고리즘을 수행한 결과는 그림 3과 그림 4에 나타난다. 자기상관 함수법에서는 자기상관계수의 피치값을 찾기 위해 일정한 레벨의 문턱값을 선정해야 하는데 상관계수의 두번째 피

치값이 신호변화에 따라 심하게 변하는 경우 피치주기를 정확히 찾을 수 없고, 현재 찾은 피치주기값이 그것의 고조파 성분 인지를 판단할 명확한 방법이 없다. 그러나 본 논문에서 제시한 알고리즘은 그림 3과 그림 4 에서 보듯이 신호의 변화가 심한 부분에서는 상대적으로 최대 상관계수값이 일정한 레벨(TH1=0.9) 이하로 떨어짐을 볼 수 있다. 그러므로 상관계수값이 문턱값(TH1) 이하로 떨어지는 부분에서 피치주기를 보상한다. 피치주기 보상은 태아심음의 변화가 일정한 해석구간(2N_{max})에서 stationary 하므로 이전 피치주기의 10% 범위에서 $\rho_n(X, Y)$ 의 최대값을 구하여 얻는다.

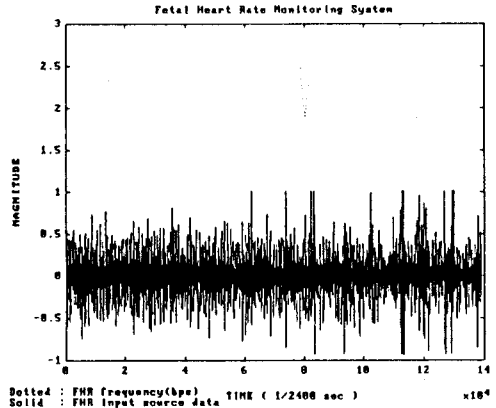


(a) 자기상관 함수법

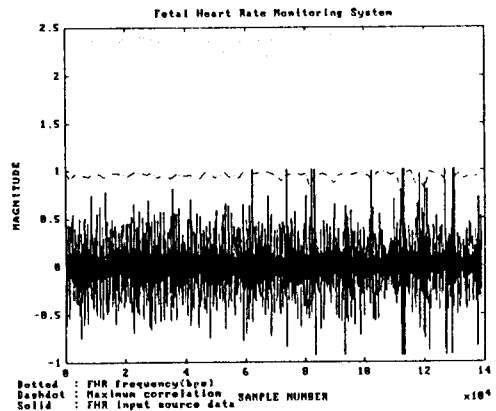


(b) 고해상 피치 검출법

그림 3. 이상적인 신호의 태아심음주기(사례 1)



(a) 자기상관 함수법



(b) 고해상 피치 검출법

그림 4. 이상적인 신호의 태아심음주기(사례 2)

V. 결 론

본 논문은 태아심음주기를 정확히 찾기 위하여 인접한 두 세그먼트 사이의 유사도를 일정한 구간(태아심음 주기:1.5-3 Hz)내에서 계산하고, 그 값이 최대인 점을 주기로 하는 고해상

피치주기 검출 알고리즘에 관하여 연구하였다. 이것은 새로운 알고리즘을 적용한 고해상 태아심음 피치검출 알고리즘으로서 기존의 심음검출장치가 단순한 태아심음의 주기만을 찾는 데서 벗어나 태아의 움직임과 태아심음의 미세한 변화와의 관계를 분석하여 태아의 건강까지도 정확하게 판단하여 객관적인 자료로 이용할 수 있는 것이다. 상기의 고해상 피치 알고리즘에 관하여 컴퓨터 시뮬레이션을 하였던 바 정확성과 신뢰성이 뛰어나움을 알 수 있었으며, 기존의 자기상관 함수법에서 태아의 움직임과 태아심음의 미세한 변화때 발생하는 오차도 개선되었음을 확인하였다. 이 알고리즘을 이용하여 태아의 운동과 산모의 자궁수축 주기와의 상호관계를 도출한다면 완전한 의미에서의 태아감시장치가 될 것이다. 이 알고리즘을 실시간 처리하기 위해서는 계산량이 문제가 되나 고성능의 디지털신호처리용 전용 프로세서로 하드웨어 시스템을 설계하면 계산량의 문제점이 해결될 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] John G. Webster, *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*, John Wiley & Sons, vol. 2, pp.1271-1284.
- [2] Peter N. Burns, "The physical principles of Doppler and spectral analysis," *Journal of clinical ultrasound*, vol. 15, no. 9, 1987.
- [3] M.Y. Divon et al., "Autocorrelation techniques in fetal monitoring," *Am J Obstet & Gynecol*, vol. 151, pp.2-6, 1985.
- [4] J.C. Amato, "Fetal heart rate monitoring," *Am J Obstet & Gynecol*, vol. 147, pp. 967-969, 1983.
- [5] G.W. Lawson et al., "A comparison of ultrasound(with autocorrelation) and direct electrocardiogram fetal heart rate detector system," *Am J Obstet & Gynecol*, vol. 147, pp. 721-722, 1982.
- [6] A.G. Favret, "Autocorrelation techniques applied to the fetal electrocardiogram," In: *Frommer PL, ed. Digest of the fourth international conference on medical electronics*, Princeton, New Jersey, 1961.
- [7] Y. Medan et al., "Super resolution pitch determination of speech signals," *IEEE Trans., Signal Processing*, vol. 39, no. 1, pp. 40-48, Jun. 1991.
- [8] Andreas Antoniou, *Digital filters: analysis and design*, McGraw-Hill, 1979.