고주파 신호에 의하여 변형된 저주파신호에서의 특성변수 추정 기법

論 文
51D-2-7

An Estimation Method for Characteristic Parameters in a Low Frequency Signal Transformed by High Frequency Signals

柳 京 烈*
(Kyung Yul Yoo)

Abstract - An estimation method for the characteristic parameters in the low frequency signal is proposed in this paper. A low frequency signal is assumed to be modulated or distorted by high frequency terms. The algorithm proposed in this paper is designed to select a set of local maximums in a successive manner, hence it is denoted as the iterative peak picking(IPP) algorithm. The IPP algorithm is operating in the time domain and is using only the comparison operation between two neighboring samples. Therefore, its computational complexity is very low and the delay caused by the computation is negligible, which make the real-time operation possible with economic hardware. The proposed algorithm is verified on the pitch estimation of speech signal and blood pulse estimation.

Key Words : Iterative Peak Picking Algorithm, low frequency signal

1. 서 론

자연계에서는 고주파 신호에 의하여 변조 혹은 왜곡되는 형태의 신호를 찾아볼 수 있다. 이들은 세 가지의 부류로 분류할 수 있다. 먼저, 고주파 신호나 시스템에 의하여 저주파 신호가 변조된 경우가 있다. 이러한 신호에서는 고주파 신호가 단순한 전송 주파수의 역할을 담당하고, 저주파 신호의 주파수에 비하여 전송 고주파 신호의 주파수가 월등히 높기 때문에 단순한 저역통과 필터를 사용하여 포락선을 복원함으로써 원래의 저주파 신호를 복원할 수 있다.

두 번째 부류의 신호는 첫 번째의 경우에서와 같이 고주파 신호에 의하여 저주파 신호가 변조된 결과로 생성되는 신호이나 저주파 신호에는 물론 고주파 신호에도 중요한 정보가 포함되어 있는 경우이며, 음성 혹은 음향 신호를 대표적인 예로 들 수 있다. 음성신호 중에서 유성음은 피치(pitch) 주파수로 표현되는 저주파 신호를 포만트(formant) 주파수로 대표되는 고주파 신호로 변조한 형태로 해석할 수 있다[1]. 세 번째 부류의 신호는 고주파 신호에 의하여 저주파 신호의 특성이 왜곡되어 나타나는 경우이다. 대부분의 중요 정보는 저주파 영역에 담겨 있고, 고주파 신호는 이들 저주파 신호를 측정하는 과정에서 부가되는 잡음의 형태로 이해할 수 있다. 이러한 형태의 대표적인 예로는 각종 기기에서 발생하는 잡음, 물리적인 협대역 저주파 신호를 수집할 때 측정기기의 오류가 첨부된 신호, 그리고 생체신호의 경우를 들 수 있다. 특히, 생체신호의 경우는 생체에서 발생하는 저주파 신호가 근잡음 등에 의하여 발생하는 고주파적인 신호에 의하여 왜곡되는 것을 관측할 수 있다.

이상의 신호에 있어서 저주파 신호 성분이 갖는 변수는 중요한 물리적인 의미를 갖는다. 음성신호의 경우에 있어서 피치 정보는 음성의 분석과 압축, 그리고 합성 등에 있어서 매우 중요한 역할을 담당한다. 따라서, 음성신호에서 피치 정보를 추정하는 여러 형태의 기법이 제안된 바 있다[2]. 마찬가지로 생체신호 중, 맥박신호의 주기 혹은 빈도는 인체의 상태를 전달하는 아주 중요한 정보이다. 이들 맥박신호가 신체내의 여타 부위에서 발생하는 잡음에 의하여 변형될 수 있고, 운동 등의 신체 활동에 따라 급변할 수 있기 때문에 정밀한 측정이 어려우며, 이들 고주파 신호가 저주파 신호와 근접한 대역에서 발생하기 때문에 필터를 통한 제거가 어렵다.

본 논문에서는 이러한 부류의 신호에서 저주파 신호의 특성 변수를 추정할 수 있는 기법을 제안하였다. 제안된 기법은 신호의 국지적인 최대값을 연속적으로 측정함으로써 저주파 신호의 주기적인 최대값과 이들 국지적인 최대값을 일치시키는 방법을 사용하고 있다. 따라서, 본 연구에서 제안된 방법을 반복 최대값 선정(Iterative Peak Picking: IPP) 알고리듬으로 명명하였다. IPP 알고리듬은 상기에서 제시된 형태의 신호에서 저주파 신호의 특성 변수를 추정하는데 효율적으로 사용될 수 있다. 마찬가지로, 저주파 신호가 고주파 신호에 의하여 변조되어 있는 신호의 경우, 저주파 신호는 IPP 알고리듬으로 추정된 저주파 특성 변수들로 새로운 신호를 구성한 후 적절한 내삽(interpolation)과 필터링 과정을 거쳐 복원할 수 있다.

2. 신호모델과 IPP 알고리듬

음성신호는 일반적으로 다음과 같은 AR(p) 과정으로 표현된다.

* 正 會 員 : 漢陽大學 電子컴퓨터工學部 助敎授 · 工博
接受日字 : 2001年 9月 25日
最終完了 : 2002年 1月 25日

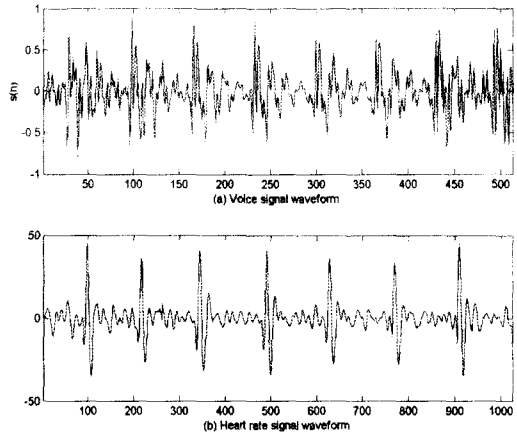

그림 1. 대상신호의 예: (a) 유성음 \ㅐ\의 파형, (b) 맥박신호의 파형

Fig. 1. Examples of signal: (a) Waveform of the voiced signal for \ㅐ\ and (b) Blood-pressure signal

$$s(n) = \sum_{k=1}^{p} a_k s(n-k) + Gu(n) \qquad (1)$$

윗식에서 $u(n)$은 전극점(all-pole) 필터로 표현되고 있는 음성 생성모델을 구동하는 구동함수로써 유성음의 경우에는 임펄스 열로, 그리고 무성음의 경우에는 백색잡음의 형태를 갖는다. 전극점 필터는 음성경로(vocal track) 등 음절에 관련된 정보를 포함하고 있으며 각 극점의 위치는 포만트 주파수에 상응한다. 맥박신호 역시 (1)식과 같은 형태로 표현될 수 있다. (그림 1)은 (a)에서 발음 \ㅐ\에 해당하는 유성음 신호의 파형을, 그리고 (b)에서 맥박신호의 파형 예를 보여주고 있다. 두 파형에서 신호의 저주파 특성을 나타내는 주기적인 특성을 쉽게 찾아볼 수 있다. 이는 구동함수의 주기 정보가 반영된 결과이다.

(그림 1)의 음성신호와 맥박신호에서 공통적으로 관측할 수 있는 내용은 다음과 같다. 먼저, 임펄스 열로 표시되는 저주파 신호 성분이 고주파 신호 성분에 의하여 변형된 형태를 띠고 있으나 저주파 신호의 주기적인 특징이 그대로 남아 있는 모습을 보이고 있다. 아울러, 고주파 신호 성분의 영향이 상대적으로 작아서 신호의 크기가 저주파 신호의 주기 시작점에서 국지적인 최대값을 갖는다. 이러한 형태의 신호에 있어서 신호의 주기적인 특성이 국지적인 최대치에 그대로 반영되기 때문에, 이들은 동일한 정보를 전달하고 있다는 것을 알 수 있다. 국지적인 최대치를 추정함으로써 주기 특성에 관련된 변수값을 추정할 수 있다.

본 논문에서 제시하는 IPP 알고리듬은 국지적인 최대값을 연속적으로 측정하는 방법을 기초로 하고 있다. 대상 신호의 진동 특성에 기인하여 국지적인 최대값이 발생하게 되며, 이들 국지적인 최대값을 대상 신호의 특성에 따라 연속적으로 측정함으로써 저주파 신호의 주기 변수값을 추정한다. (그림 3)은 IPP 기법을 도식적으로 설명하고 있으며, 이를 <표 1>에 정리하였다. 여기에서 $s^{(0)}(n)$은 입력신호를, 그리고 $N^{(i)}$는 i번째 단계에서 입력신호의 길이를 나타낸다.

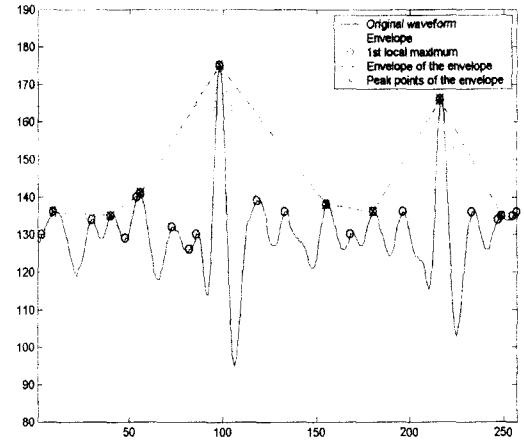

그림 2. IPP 알고리즘의 개념도

Fig. 2. Diagram for the IPP algorithm

먼저 한 블록의 신호를 대상으로 IPP 기법을 적용한다. 신호의 특성에 따라 약간의 편차가 존재할 수도 있지만, 대부분의 신호의 경우에 있어서, 3번의 반복적인 수행만으로도 국지적인 최대값을 쉽게 측정할 수 있다. 물론 신호의 특성에 따라 국지적인 최대치가 주기적인 특성점과 일치하지 않는 경우도 발생할 수 있다. 이러한 경우는, 고주파 신호와 저주파 신호 성분의 주파수 차이가 크지 않아 고주파 성분의 영향이 심하게 발생하거나, 여러 형태의 잡음으로 인하여 발생하는 것으로 관측되었다. 하지만, 측정 대상의 신호가 물리적인 특성을 지니고 있기 때문에 이들 신호에 대한 사전정보를 적절하게 활용하여 후처리 과정을 함께 적용함으로써 추정 오차를 최소화할 수 있다.

표 1. IPP 알고리듬의 구성

Table 1. Structure of the IPP algorithm

For stage = 1, 2, ...
For n = 0, 1, ..., $N^{(i)}$ $s^{(i+1)}(n) = s^{(i)}(n)$ & $s^{(i)}(n) > s^{(i)}(n+1)$ and 0, otherwise.
Decimate $s^{(i+1)}(n)$ so that it contains no zeros.

3. 모의실험을 통한 검증

전술한 바와 같이 IPP 알고리듬은 특정부류의 신호에서 저주파 신호의 특성 변수를 추정하는데 효율적으로 사용될 수 있다. 2장에서 대표적인 예로 사용하였던 음성신호와 맥박신호에 대하여 IPP 알고리듬을 적용하여 그 성능을 살펴보았다. 먼저 (그림 3)은 음절 \wei\에 해당하는 파형과 해당 파형에 대한 IPP 알고리듬의 적용결과이다. 세 번의 반복수행 후의 결과는 신호의 주기적인 특성을 명확하게 보여주고 있다. 그림에서 보는 바와 같이 일부 구간에서 잘못된 국지적

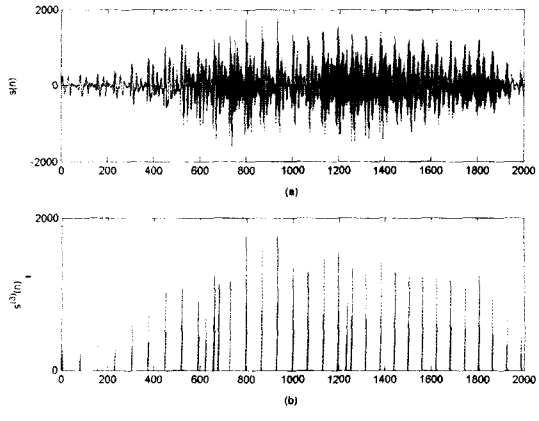

그림 3. 유성음 파형과 IPP 알고리듬 적용결과 (a) 음성 파형, (b) 추정된 국지적 최대점

Fig. 3. Application of the IPP algorithm to a voiced word (a) Speech signal, (b) the IPP estimates.

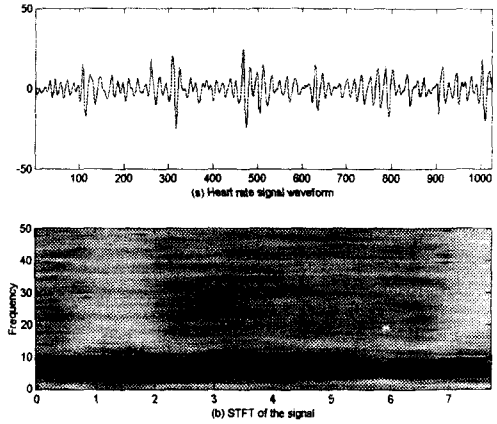

그림 4. 이상 맥박 파형과 STFT

Fig. 4. Waveform of blood-pressure and its STFT

인 최대치가 측정되고 있으나, 이는 피치 정보의 연속적인 특성, 즉 피치 구간과 구동함수의 크기 변화가 연속적으로만 발생할 수 있다는 특성을 사용하여 후처리 제거될 수 있다.

(그림 4)는 맥박 파형과 이에 상응하는 에너지 스펙트럼을 보여주고 있다. 맥박의 시변적인 특성을 감안하여 STFT (Short-Time Fourier Transform)를 사용하였다. (그림 2)와 같은 맥박 파형의 경우에서는 파형 자체를 사용하여 문턱값 논리(threshold logic)만을 적용하더라도 맥박값을 쉽게 측정할 수 있다. 하지만 (그림 4)와 같은 경우, 파형과 스펙트럼에서는 맥박 값의 추정이 어려울 것임을 볼 수 있다. 실질적으로도 여러 형태의 검출기(event detector)를 사용하더라도 신호의 주기를 추정하기가 매우 어려웠다. 이는, 피측정자가 운동 중이어서 근 잡음이 심하게 발생하는 경우 혹은 피측정자의 순환계통에 이상이 있는 경우로 생각할 수 있다. 제안된 IPP 알고리듬으로 세 번 반복 수행한 결과, 맥박값이 쉽게 추정되었다. 음성신호의 경우에서 처럼, 맥박 정보의 연속적인 특성을 사용하여 후처리 제거하였다. 후처리 과정에서 인간 맥박신호의 통계적인 분포, 시변율에 대한 제약, 그리고 특성점에서 신호 크기 변화에 대한 제약 등을 사전 정보로 사용하였다.

4. 결 론

본 논문에서는 고주파 신호에 의하여 변조 혹은 왜곡되는 형태의 신호에서 저주파 신호의 특성변수를 추정하는 기법을 제시하고, 이를 음성 신호와 맥박신호에 대하여 적용하였다. 본 논문에서 제시된 IPP 알고리듬은 다음과 같은 장점을 지니고 있다. 먼저, 인접신호 간의 크기를 비교하는 기본적인 연산만을 사용하기 때문에, 여타 알고리듬에 비하여 연산량이 매우 적으며, 연산에 의한 오차의 발생이 없다. 두 번째로, 추정에 따른 시지연의 발생이 없다. 일반적인 경우에 있어서, 최대 신호주기의 2~3배 정도의 시간 지연만이 요구된다. 아울러, 시간영역에서 특성변수를 추정하기 때문에, 주파수 영역 기법에 대비하여 시간영역 추정기법이 갖는 여러 가지 장점을 공유한다. IPP 알고리듬은 동일 부류의 일반적인 시간영역 검출 알고리듬의 단점을 공유하고 있는 것으로 보인다. 예를 들어, 음성신호의 경우 첫 번째 포만트 주파수와 피치 주파수의 차이가 작은 경우에 피치검색이 제대로 수행되지 못하였다. 따라서, 제시된 IPP 알고리듬의 적용은 대상 신호의 특성에 따라 결정되어야할 것이다.

본 논문에서 제시되고 있는 IPP 알고리듬은 연속적인 그리고 신호에 따라 변화하는 적응형의 내삽기법이라 볼 수 있다. 앞으로 이러한 적응 내삽기법에 대한 이론적인 연구가 매우 흥미로운 결과를 낼 수 있으리라 판단된다.

참 고 문 헌

[1] L. R. Rabinar and R. W. Schafer, *Digital processing of speech signals*, Prentice Hall, 1978.

[2] W. Hess, *Pitch determination of speech signals - algorithms and devices*, Springer-Verlag, 1983.