

# 웨이블릿을 이용한 QRS complex 검출 알고리즘의 고정 소수점 연산 최적화

박영철\*

## Fixed-point Optimization of a QRS complex Detection Algorithm Using Wavelet Transform

Young-chul Park\*

**요약** 본 논문에서는 웨이블릿 변환을 통하여 QRS complex를 검출 하며, 32비트 고정 소수점 연산이 가능한 프로세서에도 동작하도록 알고리즘 최적화 기법을 제시한다. 먼저 입력 ECG 신호를 밴드 패스 필터를 통과 시키고, 3개의 서로 다른 웨이블릿 함수를 하나로 병합한 웨이블릿 함수를 이용하여 웨이블릿 변환을 하며, 다음으로 시간 평균 함수를 뒤에 마지막으로 QRS complex를 검출 한다. 제안 알고리즘은 MIT-BIH arrhythmia database에 적용하여 검증한다. 모든 과정은 32비트 고정 소수점 연산으로 구현되며, 삼각함수 같은 복잡한 연산은 테이블화 하였다. 검출 알고리즘은 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 평가 한다.

**Abstract** In this study, QRS complex is detected by Wavelet Transform and it can be worked in 32bit fixed point operation thought optimization. First, ECG signal is passed though band pass filter. Second, it is transformed using one-band combined wavelet function from 3-band wavelet function. Third, it is passed though moving window integral. Finally, QRS complex is detected by decision rule. The proposed algorithm is evaluated using MIT-BIH arrhythmia database. Its all of process make progress 32-bit fixed-point operation and it makes table that high complexity operations like trigonometrical function. The detection algorithm evaluate through computer simulation.

**Key Word** : Wavelet Transform, ECG, QRS complex, Fast Convolution, ECG

### 1. 서론

심전도(Electrocardiogram : ECG) 신호는 심장에서 발생하는 전기적 활동을 기록하는 것으로 P, Q, R, S, T파와 같은 특징 점들로 구성되어 있으며 심장의 이완과 수축에 대한 정보를 제공해 준다. 정상적으로 P파는 심실 이완기 동안 발생하고 QRS군은 좌/우 심실의 탈분극을

나타내며, T파는 심실 수축기 마지막 동안에 일어난다. 이런 특징 점들은 심장의 상태를 가늠하는 척도로 사용되고 있기 때문에 정확한 특징 점 추출이 필요하다. 각 특징 점들을 추출하기 위해서는 먼저 QRS군을 검출 한 뒤에 P파와 T파를 검출 한다.

QRS군 검출에는 패턴 정보를 이용하는 구문론적(syntactic) 접근 방법이 있다 이는 문법적

\* Corresponding Author: Electronic Engineering Professor of Yonsei University ( young00@yonsei.ac.kr)

Received : August 14, 2014

Revised : August 28, 2014

Accepted : September 05, 2014

규칙을 적용함으로써 검출을 실시하므로 검출 시작 이전 단계의 모든 QRS군 패턴 정보가 필요하다는 단점 때문에 대부분의 QRS군 검출 알고리즘은 비구문론적(nonsyntactic) 방법을 사용한다.[1] QRS군 검출 알고리즘을 크게 시간 영역(Time domain)과 주파수 영역(Frequency domain)에서 검출 하는 2가지 방법으로 나눌 수 있다. 시간 영역 검출기로는 1차, 2차 미분법과 Length Transform과 같은 방법이 있으며, 주파수 영역 검출기로는 필터 뱅크(Filter Bank)과 웨이블릿 변환(Wavelet Transform)등의 방법이 있다.[2] 시간 영역 검출기의 경우는 잡음 환경에 영향을 크게 받기 때문에 본 논문에서는 주파수 영역 검출기를 선택 한다. 필터 뱅크는 일정한 주파수 대역폭을 갖지만 웨이블릿 변환은 임의의 주파수 대역폭을 갖기 때문에 효율적으로 ECG 신호를 분석하기 위해서 웨이블릿 변환 방법을 사용한다.

본 논문에서는 3개의 서로 다른 주파수 대역폭을 갖는 daubechies 4 (D4) 웨이블릿 함수를 이용해서 입력 ECG 신호를 분해하여 QRS군의 주파수 대역을 취한다. 서로 다른 3개의 웨이블릿 함수를 합성 하여 하나의 웨이블릿 함수로 만들어서 연산량을 줄인 결과와 비교하며, 32bit 고정 소수점 연산을 수행하는 프로세서에서 구동할 수 있도록 알고리즘을 최적화 하였다. 최적화된 시스템의 성능을 부동 소수점 연산 결과와 비교함으로써, 그 결과의 유용성을 검증 하였다.

## II. QRS complex 검출 알고리즘

본 논문에서 제안한 알고리즘은 <그림1> 에 서와 같이 High/Low pass 필터링의 전처리 과정을 거친 뒤에 수행하고, moving window integral을 거친 결과로부터 QRS군을 검출 하는 구조로 이루어져 있다.

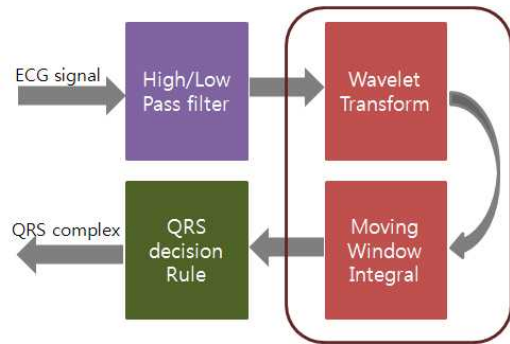


그림 1. 알고리즘 블록선도

### 2.1 전처리 과정

High/Low pass 필터로 구성된 밴드 패스 필터의 전처리 과정은 ECG 신호에 포함된 DC 성분과 근육 잡음, 60Hz 전기적 신호 등과 같은 간섭 신호를 제거하는 목적으로 사용 한다.[3]

### 2.2 웨이블릿 변환(Wavelet Transform)

널리 사용되고 있는 푸리에 변환(Fourier Transform)은 주파수 영역에서만 신호를 분석할 수 있어서 시간-주파수 정보를 동시에 파악 하지 못하는 단점이 있다. 이것을 보완하기 위한 방법으로 효율적인 시간-주파수 분석이 가능한 웨이블릿 변환이 제시된다. 다음 웨이블릿 변환은 다음 식(1)로 표현된다.[4]

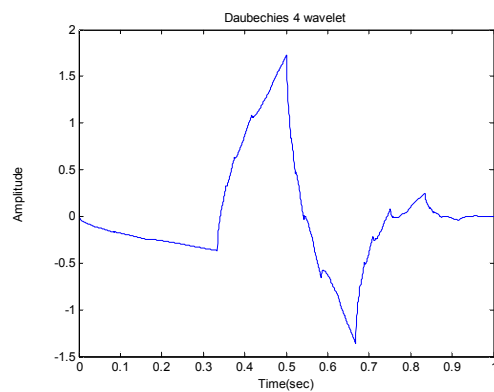


그림 2. daubechies 4 웨이블릿 함수

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right)dt \quad (1)$$

$\psi^*(t)$ 는  $\psi(t)$ 와 complex conjugate 관계이며,  $a$ 는 웨이블릿의 팽창 인자 또는 scale 인자이고,  $b$ 는 웨이블릿 시간조절 인자이다.

<그림3>은 ECG 신호에 <그림2>에서 보인 daubechies 4 (D4) 웨이블릿 함수를 이용하여 8개의 스케일 인자를 적용하여 웨이블릿 변환한 것이다.

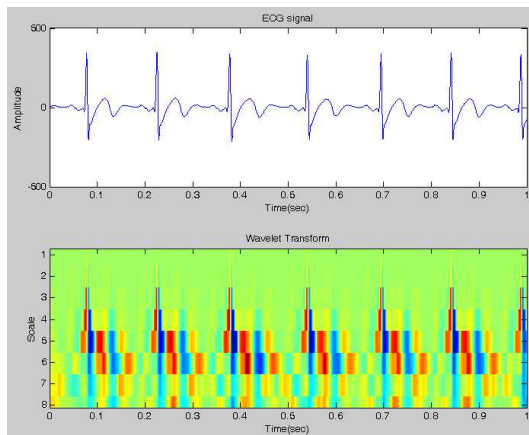


그림 3. ECG 신호의 주파수 변환  
위, ECG 신호  
아래, ECG 신호를 웨이블릿 적용

웨이블릿 변환은 스케일에 따라서 ECG 신호의 주파수를 분해 하는 대역폭이 달라지는 것을 알 수 있다. QRS군을 검출하기 위해서 스케일 인자  $2^1, 2^2, 2^3$  (1st, 2nd, 3rd 분해 신호)를 취하고 나머지 대역은 무시한다.[5]

본 연구에서는 웨이블릿 변환은 웨이블릿 함수들과 ECG 신호의 합성 곱으로 하며 고속 합성 곱(fast convolution) 방법으로 연산량을 줄였다. 또한 웨이블릿 변환에 이용되는 각각의 웨이블릿 함수를 합성 곱의 특성을 이용하여 하나의 웨이블릿 함수로 병합하여 연산량을 줄이는 효과를 얻었다. 다음 식은 합성 곱의 특성을 보여

준다.

$$y(t) = x(t) * h_1(t) + x(t) * h_2(t) \quad (2)$$

$$= x(t) * [h_1(t) + h_2(t)]$$

\* 은 합성 곱을 의미한다.

### 2.3 시간 평균 함수(Moving Window integral)

웨이블릿 변환을 거친 ECG 신호는 <그림5>에서처럼 R파를 중심으로 여러 개의 슬로프(slope)들이 존재 한다. QRS군의 정확한 검출을 위해서 시간 평균 함수를 사용한다.

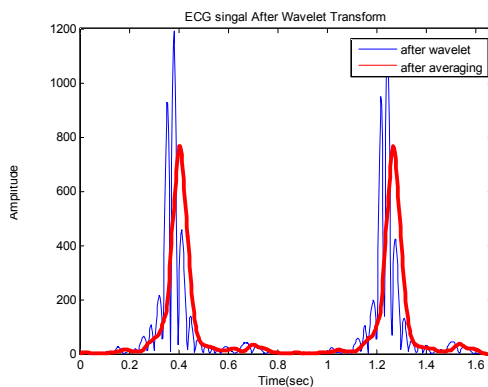


그림 4. 웨이블릿 출력과 시간 평균 출력

시간 평균 함수는 다음 식(3)로 표현한다.

$$y(t) = \frac{1}{N} [x(t) + x(t-1) \dots x(t-N+1)] \quad (3)$$

$y(t)$ 는 시간 평균 함수 출력 신호,  $x(t)$ 는 웨이블릿 변환 출력 신호,  $N$ 은 window 크기 즉, 평균 시간을 의미한다.

### 2.4 QRS군 검출(QRS complex Decision Rule)

시간 평균 함수로부터 얻어진 신호에서 QRS군의 시작점인 onset과 끝나는 지점인 offset을 구한다. 단순 문턱 값을 적용하면 상대적으로 약하게 측정된 신호의 QRS군은 검출 하지 못하므로 가변 문턱 값을 적용함과 동시에 search

back 기술을 사용한다.[3][5] <그림5>은 QRS군 검출을 나타내는 순서도이다.

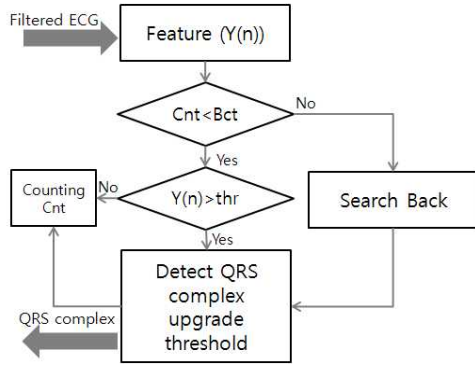


그림 5. QRS군 검출 순서도

$Y(n)$ 은 시간 평균 함수의 출력 값이며,  $Cnt$ 는 QRS군 검출 이후 다시 QRS군을 검출하지 못한 시간을 의미 하고,  $Bct$ 는 Search Back을 수행해야 하는 시간이다.  $thr$ 은 가변적으로 적용되는 문턱 값이다.

문턱 값은 연속적으로 검출 되는 슬로프들의 평균 값에 70%를 문턱 값으로 하며 다음 식(4)와 (5)로 표현 된다.

$$\hat{S}(n) = \lambda_s \hat{S}(n-1) + (1 - \lambda_s) S_p \quad (4)$$

$$thr = 0.7 \times \hat{S}(n) \quad (6)$$

$\hat{S}(n)$ 은 최대 슬로프의 추정 평균 값,  $S_p$ 은 현재 슬로프의 최대 값이며,  $\lambda_s$ 은 smoothing 인자이다.

Search Back 알고리즘은 평균 RR간격의 166% 이상이 되었을 때 동작 하도록 하며 이때 문턱 값은 현재의 문턱 값에 60%로 한다.

$$\widehat{RR}(n) = \lambda_r \widehat{RR}(n-1) + (1 - \lambda_r) RR_p \quad (7)$$

$$Bct = 1.66 \times \widehat{RR} \quad (8)$$

$$thr = 0.6 \times \hat{S}(n) \quad (9)$$

$\widehat{RR}(n)$ 은 RR 간격의 추정 평균 값,  $RR_p$ 은 현재 RR 간격,  $Bct$ 은 Search Back 시간 인자,  $\lambda_r$ 은 smoothing 인자이다.

### III. 32 비트 고정 소수점 연산 QRS complex 검출 알고리즘

32비트 고정 소수점 연산은 한정된 비트수와 부동 소수점으로 표현되는 소수점 이하를 무시하고 연산을 수행하기 때문에 필연적으로 에러가 발생하게 되며, 축적되는 에러는 QRS 검출과 같은 정확한 연산이 요구되는 시스템에서 잘못된 정보를 제공 하게 된다. 이에 빠른 연산 수행 능력을 보이는 고정 소수점 연산을 최적화하여 부동 소수점 연산과 비교 하여 에러를 최소화 하는 방법을 제안 한다.

#### 3.1 고정 소수점 기반 웨이블릿 변환

웨이블릿 변환을 한 채널의 고속 합성 곱으로 나타내어 사칙 연산과 삼각 함수와 같은 복잡한 연산이 필요 하며 이는 고정 소수점 연산에 가장 큰 영향을 끼친다. 본 연구에서는 입력 신호를 제외한 삼각 함수와 병합된 daubechies 웨이블릿 함수를 32비트 고정 소수점 연산이 가능하도록 미리 연산하여 테이블화 함으로써 복잡한 연산 과정을 대신 한다. 고속 합성 곱 연산을 수행 할 때 필요한 FFT 연산에서 발생 할 수 있는 오버플로(overflow)를 방지하기 위해 IFFT 과정에서 FFT 포인트로 나눠 주는 것을 FFT 과정에서 미리 연산 한다.

## IV. 실험 및 결과

먼저 MIT-BIH arrhythmia database를 서로 다른 3개의 웨이블릿 함수를 사용 검증 하며 그 결과를 다음 [표 1]에서 보인다.

[표 1] QRS군 검출 성능 평가

Recode	Beat 수	FP	FN	Se(%)	PP(%)	Error(%)
Total	110070	91	219	99.91	99.85	0.26

기존의 3개의 밴드를 사용 하여 QRS군을 검출 하면 sensitiviity는 99.91% positive

predictivity는 99.85% 평균 검출율은 99.74%의 검출율을 보인다. 다음 식(10)과 (11)은 Se와 PP의 측정 방법을 표현한다.

$$Se = \frac{TP}{TP + FN} \cdot 100(\%) \quad (10)$$

$$PP = \frac{TP}{TP + FP} \cdot 100(\%) \quad (11)$$

Se는 sensitivity, PP는 positive predictivity, TP는 true positive, FN은 false negative, FP는 false positive 이다.

이에 제안 알고리즘은 3개의 밴드를 1개의 밴드로 제한한 결과를 비교 한다. <그림6>은 서로 다른 3개의 웨이블릿 함수를 통하여 웨이블릿 변환 한 것과 하나로 병합하여 웨이블릿 변환 한 것의 차이를 보인다.

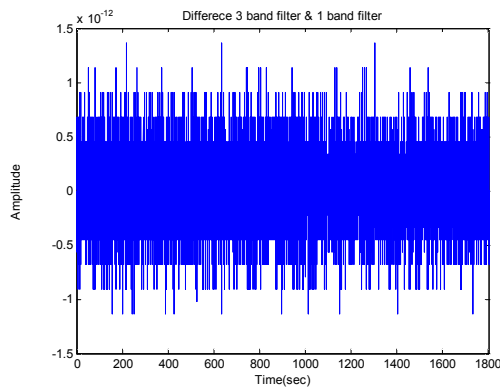


그림 6. 3밴드로 웨이블릿 변환한 것과 1밴드로 웨이블릿 변환한 것의 차이

앞에서 수식으로 살펴보았듯이 3개의 밴드를 하나로 병합 하더라도 동일한 결과를 얻는 것을 실험을 통하여 확인한다.

다음 <그림7>은 부동 소수점 연산과 고정 소수점 연산의 차이를 나타내며, 부동 소수점과 고정 소수점 연산은 최대 1비트 에러를 보인다.

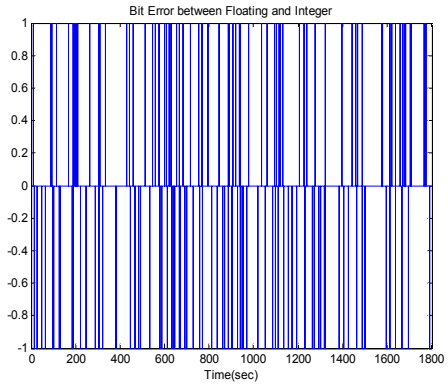


그림 7. 부동 소수점 연산과 고정 소수점 연산의 비트 에러

## V. 결 론

본 연구에서 제안한 방법은 3개의 서로 다른 웨이블릿 함수를 하나로 합병하여 연산량을 최소화 하여 실시간 시스템에 적합하게 최적화하는 것과 32-bit 고정 소수점 연산을 수행하는 프로세서에서 수행 하도록 최적화 시키는 것이다. 하나의 필터를 사용 하였을 때 3개의 필터를 사용한 것과 동일하게 동작 하는 것을 확인 하였다. QRS군의 검출 하는 것은 정확한 연산이 필요하기 때문에 고정 소수점 연산에서 비트 에러를 1비트 이내로 하여 부동 소수점 연산과 동일한 성능을 보임을 확인 하였으며, 고정 소수점 연산 과정에서 웨이블릿 함수와 삼각함수는 미리 테이블화 하여 연산량을 줄였다. 이를 MIT-DB를 통하여 검증 하였으며 99.74%의 검출율을 보인다.참고문헌

## Reference

- [1] J. Pan, W.J. Tompkins, "A Real-time QRS detection algorithm", IEEE trans. Biomed. Eng., Vol. 24, 139-146, 1991
- [2] K'ohler, B.U., Hennig, C., Orhlmeister, R.: The principles of software QRS detection.

Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE 21(1) (2002) 42 - 57

[3] Tompkins, W.J., "Biomedical Digital Signal Processing" Prentice-Hall International, Inc. (1993)

[4] Gilbert Strang, Truong Nguyen, "Wavelets and filter Banks", Wellesley, MA, Wellesley Cambridge Press, 1996

[5] M. Rudnicki, P. Strumillo "A Real-Time Adaptive Wavelet Transform-Based QRS Complex Detector", Springer, pp. 281-289, 2007

---

저자약력

---

**박 영 철(Young-chul Park)**

**정회원**



1986년 연세대학교 전자공학과 공학사  
 1988년 연세대학교 전자공학과 공학석사  
 1992년 연세대학교 전자공학과 공학박사

<관심분야> 디지털 신호처리, 음성/오디오  
 신호처리, 적응 필터, 3D 오디오