

# 대역 분할 부호화 기법을 이용한 EEG 데이터 압축

이 종욱, 허재만, 김택수, 박상희  
연세대학교 전기공학과

## EEG data compression using subband coding techniques

Jong Ug Lee, Jae Man Huh, Taek Soo Kim, Sang Hui Park  
Dept. of Electrical Engineering, Yonsei Univ.

### Abstract

A EEG(ElectroEncephaloGram) compression scheme based on subband coding techniques is presented in this paper. Considering the frequency characteristics of EEG, the raw signal was decomposed into different frequency bands. After decomposition, optimal bit allocation was done by adapting to the standard deviation in each frequency bands, and decomposed signals were quantized using pdf(probability density function)-optimized nonuniform quantizer.

Based on the above mentioned coding scheme, coding results of various multichannel EEG signal were shown with compression ratio and SNR(signal-to-noise ratio).

## 1. 서론

뇌파 신호를 증폭, 기록, 분석하는 EEG는 1929년 부터 연구되어 온 진단 방법이다. EEG는 특히 발작(seizure) 증세를 보이는 미지의 병이라 할 수 있는 간질(epilepsy)의 진단과 구별에 유용한 것으로 의학분야에서 널리 인정받고 있다. 한편, 신호 처리 및 데이터 저장 기술의 발전은 수십 년 동안 아날로그 기록 장치에 의존한 EEG 분야에 커다란 영향을 주었다. 이에 따른 디지털 EEG 시스템의 출현은 아날로그 시스템에서 인식되지 않은 EEG 해석과 아울러 기록 기술에도 많은 이점들을 제공하고 있다[1]. 그러나, 의학적인 진단 목적으로 인해 적으면 몇 시간, 많으면 수일 동안의 EEG 기록이 필요하게 됨에 따라 막대한 양의 디지털 EEG 데이터가 저장되어야만 한다. 이의 해결방법은 저장 능력의 향상된 새로운 하드웨어의 구입이 아니라 데이터 자체를 압축하는 것이라 하겠다. 비용적인 효율을 생각할 때 후자가 우선되는 것이 합당하다.

음성 신호나 영상 신호의 데이터 압축에 관한 많은 연구의 도움으로, 최근에는 EEG 분야에서도 데이터 압축에 관한 연구가 발표되기 시작했다. 초기에는 적응 델타 변조 부호화 기법이 사용되었으나, 갑작스럽게 변하는 EEG의 특성에는 적합하지 못했다[3]. 일반적으로 의학적인 진단용으로 사용되는 신호의 압축은 주의할 필요가 있다. 그 이유는 데이터의 압축률 보다 복원된 신호가 의학적인 진단용으로 적합한가 하는 문제 때문이다. 국부 오차 측정 기법을 사용한 McLochlin 등[4] 과 벡터 양자화 기법을 사용한 Dimolitsas 등[5]은 압축면에서 상당히 우수했으나, 상당한 계산량의 문제점을 수반했고 의학적인 진단용으로서의 EEG

요구에 적합함을 증명하지 못했다. Hinrich[3]는 차수가 1차이고 계수값이 1인 예측기를 가지면서 5생분정도마다 양자화기를 갱신하는 적응 예측 부호화 기법(ADPCM)을 이용하여 60%정도의 압축률과 더불어 최초로 EEG 전문가의 진단 가능 여부의 평가를 제시하였다. 그러나, 압축률에 비해서 신호대 잡음비가 24dB 정도로 낮았다.

음성 신호나 영상 신호의 부호화에 많이 쓰이는 대역 분할 부호화는 부호기 측에서 대역 통과 필터뱅크를 통과하여 신호를 몇 개의 대역으로 분리하고 추림을 거친 후 부호화를 하고 복호기 측에서는 복호화하고 보간한 후 대역 통과 필터뱅크를 통과하여 신호를 복원하는 부호화 기법이다. 이 때 사용되는 대역 통과 필터뱅크는 필터 처리로 인한 일그러짐을 줄일 수 있어야 하는데, 이러한 필터뱅크를 QMF뱅크(Quadrature Mirror Filter Banks)라 한다. 대역 분할 부호화의 장점은 다음과 같이 요약 가능하다. 첫째, 각 대역 신호의 특성에 맞는 부호화기법을 쓸 수 있다. 둘째, 각 대역의 부호화 오차가 그 대역에만 국한되게 한다. 셋째, 각 대역의 파워(표준편차)에 따라 비트 할당을 달리 할 수 있다.

본 연구에서는 EEG의 주파수 특성을 고려하여 2채널 직각 대칭 필터뱅크를 이용한 트리 구조 필터뱅크를 구성하고, 대역별로 분할된 신호의 파워에 따라 최적 비트 할당을 한 후, 비균일 양자화기를 사용하여 PCM(Pulse Code Modulation)으로 부호화하였다. 그리고 복원된 신호는 EEG 전문가에 의해 검증되었다.

## 2. EEG의 대역 분할

### 2.1 QMF뱅크 설계

일반적으로 대역 분할 부호화에서는 전 대역(full band) 신호를 대역 통과 필터 처리로써 원하는 대역별로 분할하고 부호화한다.

압축 부호화에서는 최소한의 샘플링을 요구하므로 부호화하기에 앞서 최대 추림(maximally decimation) 과정을 거친다. 이것은 추림으로 인한 겹침 일그러짐(aliasing distortion)을 바로 전단계의 필터(decimation filter) 처리로 제거할 수 있기 때문이다. 전체 부호화 오차를 최소화하기 위해 양자화 오차가 없다고 가정하면 신호가 완전한 복원을 해야 하므로 이렇게 추림된 신호에서 보간(interpolation) 과정이 필요하고 이 과정에서 발생하는 이미지(images)를 제거하기 위해서 또 다시 필터(interpolation filter) 처리가 필요하다. 그러나, 이상적인 대역 통과 필터 설계가 불가능하기 때문에 필터의 통과 대역과 정지 대역 사이에 얼마간의 겹침이 대역을 두고 이웃하는 필터의 대역과 겹침(overlapping)을 허용하여 서로 거울상(mirror image)이 되게 한 후, 분할 필터뱅크와 합성 필터뱅크간에 특정한 제약을 가하면 원신호의 완전한

복원이 가능하다. 이를 QMF 뱅크라 한다[8][9].  
 그림 1은 2채널 대역 분할 및 합성 시스템이다.

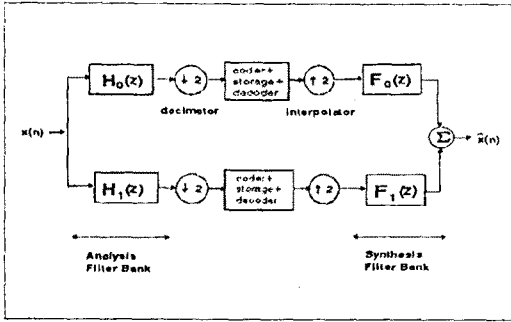


그림 1. 2채널 대역 분할/합성 시스템

그림 1에서 대역 분할 및 합성 시스템의 전체 입출력 관계는 다음과 같다.

$$\hat{X}(z) = \frac{1}{2} [ H_0(z)F_0(z) + H_1(z)F_1(z) ] X(z) + \frac{1}{2} [ H_0(-z)F_0(z) + H_1(-z)F_1(z) ] X(-z)$$

위 식에서 먼저 킴프 일그리점을 제거하기 위하여 분할 필터 뱅크와 합성 필터 뱅크의 제약 관계는  $F_0(z) = 2H_1(z)$ ,  $F_1(z) = -2H_0(-z)$  이 되고, 다음에 상위 대역과 하위 대역의 겹침을 허용하는 QMF 조건, 즉  $H_1(z) = H_0(-z)$ 을 두면 복원된 신호는 다음과 같이 표현된다.

$$\hat{X}(z) = [ H_0^2(z) - H_0^2(-z) ] X(z)$$

따라서 분할단과 합성단의 모든 필터는 하나의 저대역 통과 필터로써 설계가능하고 전체 전달 함수, 즉  $[ H_0^2(z) - H_0^2(-z) ]$ 가 평평한 크기 응답과 선형 위상 응답을 가지도록 저대역 필터를 설계하면 복원된 신호는 다음과 같은 원신호의 상수배 크기와 시간 지연된 상태로 된다.

$$\hat{X}(z) = cz^{-n_0} X(z) \leftrightarrow \hat{x}(n) = cx(n-n_0)$$

그리고, 필터 처리 과정에서 시간 지연을 제거할 수 있으므로 구간(frame) 단위로 대역 분할 및 합성이 가능하다.

이러한 2채널 대역 분할/합성 시스템을 이용하여 그림 2와 같이 다단 트리 구조(multistage tree structure)를 이용하여 다채널 대역 분할/합성 시스템의 설계가 가능하다[8].

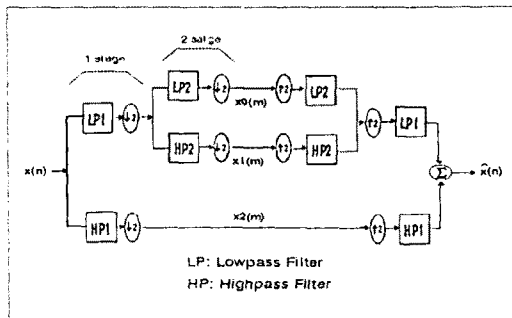


그림 2. 다단 트리 구조 대역 분할/합성 시스템 - 339 -

## 2.2 EEG의 주파수 특성을 고려한 대역 분할

EEG는 리듬적이지만 정확히 반복하지는 않는 신호이고 다음과 같은 독특한 리듬이 대략적으로 반복한다[2].

δ파: 4 Hz 미만, θ파: 4-8 Hz, α파: 8-13 Hz, β파: 13 Hz 이상

그리고, 대부분의 임상적인 정보는 30Hz이하에 집중되어 있으면서 임상적으로 가장 중요한 리듬은 α파인 것으로 알려져 있다. 따라서, EEG의 이런 주파수 특성을 고려해서 대역 분할을 하는 것이 바람직하다.

본 연구에서는 2.1절에서 제시한 2채널 QMF 뱅크를 이용하고 EEG의 주파수 특성을 고려해서 그림 3과 같이 분할하는 4대역 등간격, 3대역 비등간격 대역 분할/합성 시스템을 구성하고 저대역 원형 필터는 완전 복원은 아니지만 성능이 우수한 Johnston[10]이 제시한 몇 가지 필터 유형을 가지고 성능을 비교하였다.

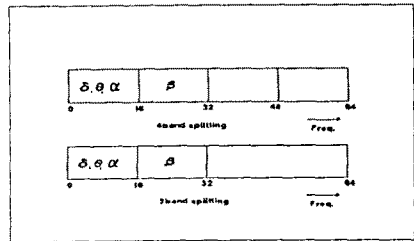


그림 3. EEG의 대역 분할

## 3. 비트 할당과 양자화

### 3.1 최적 비트 할당

각 분할 대역의 양자화를 위해서는 각 분할 대역에 최적의 양자화 레벨을 가지도록 최적의 비트를 할당해야 한다. 즉, 다음과 같이 각 분할 신호의 할당 비트,  $b_k$ 는 표준 편차에 따라 비트 할당을 달리 한다[6].

$$b_k = B/M + \log_2(\sigma_{x_k}/\sigma_g)$$

$$\sigma_{x_k} = \sqrt{E[x_k^2]}$$

$$\sigma_g = \left( \prod_{k=1}^M \sigma_{x_k} \right)$$

여기서 B와 M은 각각 총 할당 비트와 대역 분할 수이고  $\sigma_{x_k}$ 와  $\sigma_g$ 는 각각 평균이 0인 k대역의 표준 편차와 대역들의 표준편차의 기하 평균이다. 그러나, 위의 식은 할당 비트가 음의 값이 나올 수 있으므로 본 연구에서는 이와 동가이면서 양의 정수 비트가 할당되도록 하는 Ramstad[11] 방법을 이용했다. 이 방법은 순차적으로 비트를 할당하는 방법으로 다음과 같다.

- i)  $b_k = 0$ ,  $k=1, \dots, M$  로 각 분할 대역에 할당될 비트를 초기화한다.
- ii)  $\max(\sigma_{x_k})$ 을 가진 대역에 1비트 할당하고  $\sigma_{x_k} \rightarrow \sigma_{x_k}/r$ , 즉 인자 r로써 최대 표준 편차를 축소한다.
- iii)  $\sum_{k=1}^M b_k$ 가 총 할당 비트 B가 될 때까지 ii)과정을 반복한다.

축소인자  $r$ 은 실험적으로 결정할 수 있는 데, Ramstad[11]에 의하면 대략 축소인자  $r$ 이 2가 최적이다. 본 연구에서는 대역 분할단 앞에 완충기를 뚫으로써 정상성을 가정한 구간을 4초로 하고 이 때마다 EEG 데이터를 완충기에 저장하고 다음에 위의 알고리즘을 이용해서 비트 할당하였다.

### 3.2 양자화

일반적으로 양자화기를 최적화할 때, 양자화기 특성과 양자화기 표현인  $Q$ 를 염두에 두어야 한다. 여기서  $Q$ 는 신호에 의존적으로 표현되어야 하는 데, 곧 신호의 확률 분포에 근거해서 stcp size를 결정하는 것이 바람직하다. MAX[6]은 신호의 확률분포에 근거한 확률분포 최적화 양자화를 제시하였다. EEG의 대역 분할된 신호는 대략 가우스 확률 분포를 가지므로 MAX[6]가 제시한 양자화표를 이용한다.

MAX[6] 양자화기의 표를 이용하기 위해서는 입력 신호의 표준편차가 1인 정규화가 필요하다. 그리고 정상성을 가정한 구간(구간의 크기:  $N$ )마다 분할 신호의 표준 편차로 다음과 같이 신호를 나누어 주고 양자화 표를 이용해서 부호화한다. 이를 PCM(Pulse Code Modulation)이라 한다.

$$\hat{x}(n) = x(n)/\sigma_x \quad n = 0, 1, \dots, N-1$$

그리고, 이것을 복호화할 때 신호의 표준편차가 필요하므로 부정정보가 필요하게 된다. 본 연구에서는 부정정보를 줄이기 위해서 EEG 신호를  $\pm 1$ 로 회전하도록 정규화하고 이에 따라서 0에서 1까지 회전하는 10비트 균일 양자화기로  $\sigma_x$ 를 양자화했다.

따라서 정상성을 가정한 구간인 4초 동안의 부정정보는 10/512, 즉 샘플당 0.0195비트가 된다.

## 4. 실험 및 결과 고찰

### 4.1 실험

본 연구에서는 12비트 A/D 변환기로 128Hz 샘플링한 EEG를 486-PC에서  $\pm 1$ 로 정규화하고, 4초 동안의 데이터를 완충기에 저장하고 3대역 비등간격 필터 뱅크와 4대역 등간격 필터 뱅크로 대역 분할했다. 다음에 각 분할 신호마다 표준 편차로 파워를 추정한다. 추정된 파워를 10비트 균일 양자화기로 양자화하고 이에 따라 분할된 신호를 최적 비트 할당한 뒤, 신호를 파워로 나누어서 MAX양자화기로 양자화하고, 부호화하였다. 그리고, 파워를 복호화해서 비트할당하고 신호를 복호화한 뒤, 파워를 신호에 곱해주고 대역 합성 시스템으로 신호를 복원하였다. 복호기와 부호화기의 전체 블럭선도는 각각 그림 4와 그림 5으로 나타내었다.

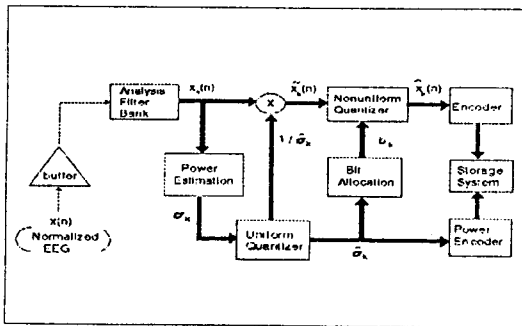


그림 4. 부호화 시스템

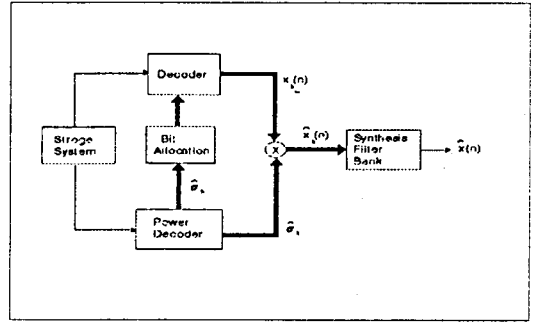


그림 5. 복호화 시스템

### 4.2 결과 고찰

먼저 EEG는 8개의 정상 EEG와 1개의 Epileptic EEG를 선정해서 16초 동안의 데이터를 사용하였다. 그리고 4대역 등간격 분할과 3대역 비등간격 분할을 위해 트리 구조 필터 뱅크 시스템을 사용하였다.

표 1은 부호화 영향을 고려하지 않았을 때 대역 분할에 따른 3가지 Johnston 필터 유형에 대해서 신호대 잡음비를 구했다. 여기서 3개의 필터는 QMF가 친이 대역을 허용하고 겹침 일리리짐을 제거하므로 통과 대역 오차가 약 0.009dB 정도로 작은 16A, 24B, 32C를 선정해서 비교하였다. 그리고 각 EEG에 대한 신호대 잡음비는 16채널에 대한 평균이다.

표 1에서 필터의 차수가 커질수록 신호대 잡음비는 증가하나, 저 비트율에 대해서는 0.5dB 정도의 차이로 감소함을 볼 수 있었고 대역 분할된 EEG 신호의 정상 구간은 1초 정도로 볼 수 있었다. 표 2는 Johnston 24B를 사용하고 1초 마다 비트 할당과 양자화했을 때, 각 비트율에 따른 16채널 EEG의 평균 신호대 잡음비이다.

그림 6과 그림 7는 각각 4대역 등간격 분할과 3대역 비등간격 분할된 정상 EEG와 Epileptic EEG의 4.02bps의 비트율에서 원신호와 복원된 신호, 복원 오차순으로 보여주고 있다.

그리고, 신호대 잡음비가 약 30dB 이상일 때, EEG 전문가는 임상적인 진단에 전혀 지장을 주지 않는다는 결론을 내렸다.

## 5. 결론

시간 영역에만 관점을 두고 ADPCM 방법을 이용한 Hinrich의 연구에 의하면 스파이크 성질을 가지는 Epileptic EEG를 효과적으로 양자화하기 위해서는 5샘플정도 마다 양자화를 적용하도록 하여 62.5%의 압축률로 평균 23.2dB의 신호대 잡음비를 산출했으나, 물론 동일한 데이터는 아니지만 본 연구에서는 거의 비슷한 Epileptic EEG를 주파수 영역에서 관찰해보고 Epileptic EEG가 스파이크성이지만 다른 정상 EEG보다 더 리듬적임을 알 수 있었고 이런 특성을 이용하여 대역 분할 부호화를 한 결과 1초(128샘플) 구간 마다 양자화를 적용했을 때, 75%의 압축률에서도 평균 24.91dB(3 대역 비등간격 분할)와 23.62dB(4 대역 등간격 분할)로 우수한 신호대 잡음비를 얻을 수 있었다.

그리고, 128Hz 샘플링으로 인한 최대 주파수가 64Hz일 때, EEG의 임상적인 정보가 30Hz미만에 대부분이 집중하고, 8Hz 이하의  $\theta$ 파와  $\delta$ 파의 영향보다는 8-13Hz정도까지의  $\alpha$ 파의 영향을 중시하고 13-30Hz정도의 범위를 가지는  $\beta$ 파를 감안하여 각각 0-16Hz, 16-32Hz, 32-64Hz의 대역폭을 가지는 3대역 비등간격 분할 시스템을 설계한 결과, 주파수 분해능이 더 좋은 4대역 등간격 분할 시스템보다 같은 3-5bps 비트율에서 1.3-3.5dB 정도 신호대 잡음비가 향상되었다. 이는 같은 비트율에서 4대역 보다 3대역에 더 많고 골고루 할당된 비트와 EEG의 주파수 특성에 기인한 것이라 볼 수 있다.

앞으로 더 많은 정상 EEG와 Epileptic EEG와 같은 비정상 EEG에 대해서 다양한 대역 분할 및 합성 시스템을 설계해보고 실험해보는 것이 바람직한 발전방향이라 본다.

## 참고 문헌

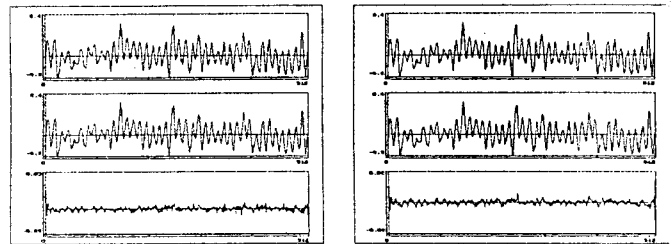
- [1] Richard Gold, *The impact of digital EEG of the Future of Electroencephalograph*, Medical Electronics, 1993.
- [2] R. Coopee, J.W. Osselton, and J. C. Shaw: *EEG Technology*, Butterworths, 1980.
- [3] H. Hinrichs, *EEG data compression with source coding techniques*, Journal of Biomedical Engineering, vol. 13, pp. 417-423, september, 1991.
- [4] McLochlin Ch., Principe J, Smith J., *A data compression algorithm for the electroencephalogram*, Int. J. Biomedical Comput. 1988; 22: 83-95
- [5] Dimolitsas S, Lister P., *Waveform preserving encoders for the compression of EEG data*, Signal Processing, 1986; 10: 439-454.
- [6] N.S.Jayant, & P.Noll, *Digital Coding of Waveforms*, Englewood Cliffs NJ: Prentice-Hall, 1984.
- [7] A.k.Jain, *Fundamentals of Digital Image Processing*, Englewood cliffs NJ: Prentice-Hall, 1989.
- [8] R.E.Crochrere, & L.R. Rabiner, *Multirate Digital Signal Processing*, Englewood Cliffs NJ : Prentice-Hall, 1990.
- [9] P.P.Vaidyanathan, *Multirate Systems and Filter Banks*, Englewood cliffs, NJ: Prentice-Hall, 1993
- [10] J. D. Johnston, *A filter family designed for use in quadrature mirror filter banks*, proc. 1980, IEEE Int. Conf. Assp., pp. 291-294, April. 1980.
- [11] Tor. A. Ramstad, *Consideration on Quantization and Dynamic Bit-allocation in Subband Coders*, Proc. 1986. IEEE Int. Conf. Assp., pp. 841-844, 1986, Tokyo.

대역 분할	필터	16A	24B	32C
		SNR(dB)	SNR(dB)	SNR(dB)
등간격 4대역 분할	정상 1	58.74	63.91	68.48
	정상 2	59.13	63.63	66.42
	정상 3	59.80	64.68	66.60
	Epilepsy	61.53	66.02	68.57
비등간격 3대역 분할	정상 1	58.75	63.91	68.50
	정상 2	59.19	63.69	66.50
	정상 3	59.82	64.70	66.64
	Epilepsy	61.41	66.05	68.64

표 1. 부호화 영향을 고려하지 않은 대역 분할 및 합성 결과

대역 분할	비트율 EEG	3.02bps	4.02bps	5.02bps
		(74.8% 압축) S/N(dB)	(66.5% 압축) S/N(dB)	(58.2% 압축) S/N(dB)
등간격 4대역 분할	1	27.87	31.63	34.53
	2	22.60	28.11	32.59
	3	23.84	28.68	33.07
	4	25.37	30.35	33.49
	5	22.69	27.37	31.74
	6	20.85	26.22	31.71
	7	22.66	27.20	32.12
	8	22.15	27.77	32.63
	평균	23.62	28.51	32.67
비등간격 3대역 분할	1	28.71	34.25	36.42
	2	23.42	31.63	36.38
	3	25.42	33.01	36.66
	4	25.69	32.43	36.14
	5	24.49	31.59	34.59
	6	21.60	30.14	36.18
	7	23.51	31.75	36.71
	8	25.11	33.15	36.21
	평균	24.91	32.24	36.08

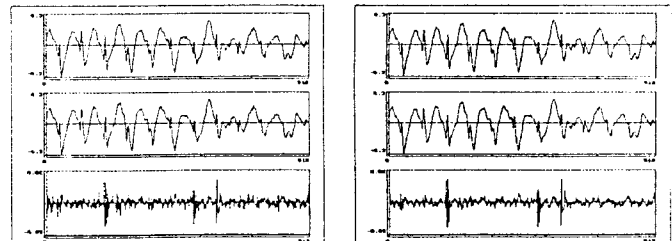
표 2. 비트율에 따른 신호대 잡음비



(a) 4대역 등간격 분할 및 합성  
(SNR: 30.67dB)

(b) 3대역 비등간격 분할 및 합  
(SNR: 31.97dB)

그림 6. 4.02bps 비트율에서의 정상 EEG에 대한 실험 결과



(a) 4대역 등간격 분할 및 합성  
(SNR: 32.32dB)

(b) 3대역 비등간격 분할 및 합  
(SNR: 34.41dB)

그림 7. 4.02bps 비트율에서의 Epileptic EEG에 대한 실험 결과