

# BDPCM에서 메디안 필터링에 의한 잡음 제거

正會員 黃 在 政\* 正會員 李 門 浩\*\*

## Noise Eliminations by Median filtering in BDPCM Image

Jae Jeong Hwang\*, Moon Ho Lee\*\* *Regular Members*

### 要 約

신호를 블러링하여 상관도를 높이고 차이값의 정보량을 줄이는 BDPCM에 의한 영상 압축 가능성을 보인다. 균일한 양자화 간격을 가지고 부호기의 신호 흐름을 분석하여 복호기에서 완전한 신호 복원 능력을 제시한다. 블러링된 신호를 일반적인 DPCM 예측기에 의한 차이값이 일정한 동적 범위에 속한다는 것을 분석한다. 메디안 필터가 임펄스 잡음을 제거할 수 있는 대신에 신호를 현저히 훼손시키는 단점을 개선하기 위해, 차이값에 대해 선택적으로 필터링하는 것을 제안한다. 차이값 분포가 일정하기 때문에 전송중 잡음 특히 임펄스 잡음이 검출되며 필터링에 의해 제거된다. 이로써 저전송률 영상 전송에서 잡음 제거가 가능한 부호기를 제안하였다.

### ABSTRACT

We show that image compression possibilities of BDPCM which reduces information and increases correlation with signal-blurring. Under the same quantization steps, signal flow at the coder is analyzed and complete signal reconstruction properties are shown. Dynamic range characteristics of the differences by the conventional DPCM predictor are analyzed. In order to improve the median filter reduces impulse noise with blurring, adaptive filtering for the differences is proposed. By means of the difference range, transmission impulse noises are detected and corrected by the filtering. Therefore, low bit rate image codec with noise eliminations is proposed.

### I. 서 론

영상 신호의 정보량을 압축하는 방법의 하나로서 예측부호화는 실현이 간단하다는 장점때문에 변환부

호화와 더불어 JPEG, MPEG등 고압축 부호기에 이용되고 있다. DPCM은 차이값을 전송하는 것만으로 용장성(irrelevancy)을 제거하여 압축 영상이 되기 때문에 높은 압축률을 얻기는 어렵다. 성능에 중요한 요소로 예측기(predictor)와 양자화기인데, 복호기에서 양자화 오차가 누적되기 때문에 간격을 거칠게 하거나 비선형으로 하는 데에 문제점이 있다.

관련 인간의 시각 시스템은 높은 주파수에서 감도가 떨어지므로 만일 총합이 같은 잡음 전력량이라 하

\*군산대학교 통신학과

Dept. of Telecommunications, Kunsan Nat'l University

\*\*전북대학교 정보통신공학과

Dept. of Inform. & Telecommun., Eng., Chonbuk Nat'l University

論文番號 : 93-112

더라도 높은 공간 주파수 대역에 주로 분포한다면 보다 만족스런 화질을 얻게 될 것이다.<sup>[1]</sup> 따라서 잡음을 높은 주파수 즉 청색 잡음화해야 되는데 양자화 잡음을 필터링하여 직접 잡음 주파수를 제어하는 방법과 예측부호화에 전, 후 필터를 부가하여 신호 자체를 블러링(blurring)하는 방법이 있다. 전자의 잡음 천이 효과는 우수하나 신호 압축이 결여 되어 있고 후자는 압축을 하는데 비해 잡음을 증가시키는 것으로 알려져 있다.<sup>[2]</sup>

신호 블러링 필터는 1979년 Atal,<sup>[3,4]</sup> Makhoul<sup>[5]</sup> 등에 의해 음성 처리에 도입된 후로 1987년부터 Arp<sup>[6]</sup>에 의해 영상 신호용 블러링 필터가 소개되었다. Girod<sup>[7,8]</sup>는 영상 신호의 잡음 제거를 목적으로 양자화 잡음의 천이 필터에 중점을 두어 연구하였고, Hwang<sup>[9,10]</sup>은 블러링 필터 특성과 잡음의 주파수 분포에 관심을 가져왔다. 블러링 필터로 영상의 상관도를 높이고 DPCM에 의해 부호화하여 수신단에서 역 블러링 필터에 의해 복원하는 기법을 BDPCM(Blurring DPCM)이라 하였다. BDPCM의 완전한 정보량 복원 능력이 제시되었으며, 유사한 형태를 가지는 LPDPCM(Low-passed DPCM)과 비교된다.

출력 영상이 잡음에 의해 훼손된 경우 평활화 필터(Smoothing filter)로서 평균치(K-avg.) 또는 메디안등의 필터가 유용하다. 특히 메디안 필터는 변화가 많거나 적은 영상 모두에서 임펄스성 잡음을 제거하고 에지를 보존하는 능력이 우수한 것으로 알려져 있지만 영상의 세밀한 부분에서 블러링 효과를 가져오는 단점이 있다.<sup>[11,12]</sup> 일반적으로 DPCM은 차이값에 어떤 잡음이 첨가되면 복호기에서 계속 누적되는 특징이 있다. 따라서 차이값을 필터링하는 것은 복원 화질에 치명적 영향을 주므로 전송 잡음의 제거는 주로 오류 검출 및 정정 부호화에 의존하였다. 그러나 임펄스성 잡음은 채널 코딩으로 정정하기 어렵고 수신 데이터 자체에서 처리할 수 밖에 없다. 본 연구에서는 낮은 전송률을 갖고 전송되는 중에 유입 가능한 잡음을 제거하는데 효과적인 필터를 개발하기 위해 블러링 필터와 메디안 필터를 도입하였다. 예측부호화의 차이값은 복호기에서 정확한 예측이 가능하도록 전송중 변화가 없어야 하며 조금이라도 메디안 처리에 의해 변화를 가져오면 큰 예측 오차를 발생한다. 따라서 차이값에 대한 메디안 처리는 비효율적인 것이다. 그러나 BDPCM에 의해 차이값의 상관도를 높이고 동적 영역이 예측 가능하면, 선택적 메디안 처리에 의한 오차가 줄고 따라서 메디안 필터링의 성

능이 향상되는 것을 연구하였다. 전송률이 낮을수록 영상의 화질은 저하되나 이런 이유로 인해 메디안의 성능은 더욱 향상된다. 제 II, III, IV장에 BDPCM의 신호 전달 및 복원 특성을 살펴보고, 차이값의 동적 영역을 구하여, 임펄스 잡음의 제거를 실험하였다.

## II. BDPCM 코덱 특성

BDPCM(Blurred DPCM)은 기존의 DPCM 과정에 추가로 그림 1과 같은 전처리용 필터(prefilter)를 갖는다. 우리는 이것을 블러링 필터라 부르는데, 다음에 상술하게 될 균등 가중치에 의해 신호의 상관도를 증가시킨다.

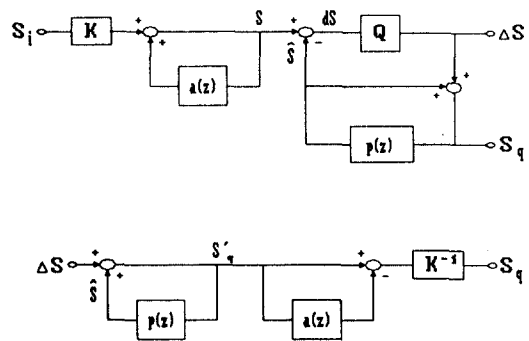


그림 1. BDPCM의 부호화 복호화기.  
Fig. 1. BDPCM encoder and decoder diagram.

폐회로 예측부호화는 부호기에서 이미 출력값을 얻을 수 있고 그것에 의한 예측값을 구하여 예측 오차를 줄이기 때문에, 개회로 부호화에 비해 신호 압축에 더 효과적으로 알려져 있다. DPCM 부호기의 왼쪽 부분에 위치한 블러링 필터는 감쇄 상수 K와 필터 전달함수 a(z)로 구성된다. 블러링 과정은 필터 a(z)에 의해 순차적(recursive)으로 정해진 공간주파수에 대해 가중되는 것으로서 이루어지는데, a(z)는 균등 가중의 필터 결정으로 간단화 될 수 있으며, 현재 화소와 주위 화소들과의 관계설정을 위해 상수 K가 도입된다.

입력 신호는 디지털 영상 신호이며 전처리 필터로써 블러링된 것이 예측의 대상이 된다. z 변환 영역에서 부호기의 신호 전달 특성을 얻기 위해 각부의 상태를 식 (1)과 같이 구한다.

$$S(z) = \frac{K}{1-a(z)} S_i(z)$$

$$dS(z) = S(z) - \hat{S}(z)$$

$$\Delta S(z) = dS(z) + q(z) \quad (1)$$

$$S_q(z) = \Delta S(z) + \hat{S}(z)$$

$$\hat{S}(z) = S_q(z) p(z)$$

식 (1)을 정리하면 전체 부호화기의 전달함수를 얻게 되며 전송되는 차이값  $\Delta S(z)$ 는 식 (2)와 같다.

$$\Delta S(z) = (1-p(z)) \left( \frac{K}{1-a(z)} S_i(z) + q(z) \right) \quad (2)$$

이는 양자화 잡음  $q(z)$ 가 신호에 대해 독립적이며 부가적이라는 가정을 하였으며, 한편 순수한 예측부호화의 전달 함수는 식 (3)과 같다.

$$\Delta S(z) = (1-p(z))(S_i(z) + q(z)) \quad (3)$$

식 (2)에서 만일  $K=1$ ,  $a(z)=0$ 이면 식 (3)의 DPCM과 같으며, 따라서 DPCM은 신호 전력이  $K/(1-a(z))$ 에 의해 감소됨을 나타냈다.

한편 복호화기는 후처리용 역필터를 가진다. 그림 1의 아랫 부분 복호기는 DPCM의 예측기와 BDPCM의 역블러링 필터로 구성된다. 예측기와 역블러링 필터는 부호기에서 사용된 것과 동일하며, 다만 역블러링 필터는 순방향 비순차적(nonrecursive) 회로로 구성되며 상수는  $K^{-1}$ 로 되어 신호를 복원한다.

복호기 각 부의 신호 전달 특성은 식 (4)와 같다.

$$S'_q(z) = \Delta S(z) + \hat{S}(z)$$

$$\hat{S}(z) = p(z) S'_q(z) \quad (4)$$

$$S_q(z) = K^{-1}(1-a(z)) S'_q(z)$$

따라서 복호기 출력은 원신호와  $K^{-1}$ 에 비례한 양자화 잡음으로 구성되며 전체신호 흐름은 식 (5)와 같다.

$$S_q(z) = S_i(z) + K^{-1}(1-a(z)) q(z) \quad (5)$$

식 (5)에서 보는 바와 같이 원신호를 완전히 복원 가능한 반면 잡음은  $K^{-1}(1-a(z))$ 에 비례해서 증가함

을 알 수 있다. 따라서 BDPCM은 전송 신호를 감축하고 대신 복원 잡음을 증가시키는 예측부호화이다.

일반적인 예측기의 정확도는 참조하는 이전 화소에 따라 다르지만 블러링 필터 상수는 기준치에 대해 블러링시킴을 목적으로 직류신호에 대해 불변인 조건을 첨가한다. 필터의 전달함수  $a(z)$ 는 정해진 블러링 내 화소에 대해 식 (6)과 같이 정의된다.

$$a(z) = \sum_{k=1}^M A_k z^{-k} \quad (6)$$

단,  $M$ 은 필터 크기에 따른 이차원 참조 화소수이며, 블러링 필터 과정의 전달함수는

$$h(z) = K(1-a(z))^{-1}, \quad 0 < K < 1 \quad (7)$$

이므로, 직류 불변인 조건을 감안하면

$$h(1) = K(1-a(1))^{-1} = 1 \quad (8)$$

로 둔다.  $A_k$ 를 균등 가중치로 하면 모든 화소에 대해 균등한 가중치가 식 (9)와 같이 결정된다.

$$A = \frac{1-K}{M} \quad (9)$$

블러링된 신호  $S'_{ij}$ 는 식 (1)의 첫번째 식에서 균등가중을 고려하여 신호 영역에서 식 (10)과 같이 전개된다. 식 (10)에서 원신호  $S_{ij}$ 는 복호기에서 비순차적 필터에 의해 재생된다.

$$S'_{ij} = K S_{ij} + A \left\{ \sum_{l=1}^{Ml} S'_{i-l,j} + \sum_{m=1}^{Ml} S'_{i,j-m} + \sum_{l=1}^{Ml} \sum_{m=1}^{Ml} S'_{i-l,j-m} \right\} \quad (10)$$

이는 블러링된 화소값은 현재 화소에서 일부를 취하고 나머지는 주위 화소의 평균값에서 선택함을 의미한다. 양자화잡음 및 전송잡음을 고려하지 않으면, 식 (5)에서 두번째항이 제거되므로 식 (10)과 마찬가지로 원신호  $S_{ij}$ 는 완전히 재생된다. 블러링 필터는 크기에 따라 통과 대역이 점차 감소되어 무한대의 필터 크기에 대해서는 직류 신호를 제외한 모든 신호에 대해 감쇠하는 특성을 가진다.

복원 에러의 분산은 양자화 오차 분산  $\sigma_q^2$ 이 역블러

링 필터에 의해 증대되기 때문에 다음과 같이 표시된다.

$$\sigma_r^2 = \sigma_q^2 \frac{1}{2\pi} \int_{-\pi}^{\pi} |A(e^{jw})|^2 dw = \alpha \sigma_q^2 \quad (11)$$

즉 분산은 전력 전달 요소  $\alpha$ 에 의해 증가한다.  $\alpha$ 는 앞에서 정의된 균등 하중 특성을 이용하여 전개하면 식 (12)와 같이 1보다 크게 된다.

$$\alpha = K^{-2} \left( 1 + \frac{(1-K)^{-2}}{M} \right) > 1 \quad (12)$$

결과적으로 BDPCM은 신호의 분산을 감소시키며 대신에 잡음의 분산을  $\alpha$ 만큼 증가시키는 기법이다.

### III. 블러링에 의한 차이값의 동적 범위

DPCM은 적절한 예측기에 의해 출력 신호로부터 예측값을 설정한다. 일반적으로 상관도가 높은 신호가 입력되면 예측값과의 차이는 근소하므로 차이값을 전송하면 전송 엔트로피는 크게 감소된다는 원리를 이용한다. 그러나 가능한 입력 신호 분포는 매우 다양하므로 반드시 적은 차이값만을 생성하지는 않는다. 그러한 돌출값은 확률적으로 작기때문에 양자화 과정에서 고려되지 않는게 일반적인데, 여기서 우리는 양자화 간격을 원신호와 동일하게 하고 차이값의 최대 동적 범위를 분석하고자 한다. 단, 입력 신호의 최대값  $S_{max}$ 는 225이며, 최소값  $S_{min}$ 는 0이다.

사용한 예측기는 그림 2와 같은 3점 예측기이며, 예측값  $P_s$ 는 수평상관계수  $\sigma_x$ 와 수직상관계수  $\sigma_y$ 에 의해 식 (13)과 같이 결정된다.

$$P_s = \sigma_x X + \sigma_y Y - \sigma_x \sigma_y Z \quad (13)$$

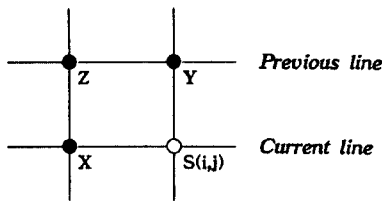


그림 2. 영상 신호의 2차원 예측.  
Fig. 2. Two-dimensional predictions of image signals.

여기서 입력 신호의 범위를 고려하여 최대 최소 예측값을 식 (14)와 같이 얻는다.

$$\begin{aligned} P_{s, min} &= -\sigma_x \sigma_y Z_{max} | X_{min}, Y_{min} = -255 \sigma_x \sigma_y \\ P_{s, max} &= \sigma_x X_{max} + \sigma_y Y_{max} | Z_{min} = 255(\sigma_x + \sigma_y) \end{aligned} \quad (14)$$

전송되는 차이값,  $D$ 는  $S_{ij} - P_s$ 이므로 식 (15)와 같이 최대, 최소값이 결정된다. 단, 양자화 과정은 생략한 표시이다.

$$\begin{aligned} D_{max} &= S_{ij, max} - P_{s, min} = 255(1 + \sigma_x \sigma_y) \\ D_{min} &= S_{ij, min} - P_{s, max} = -255(\sigma_x + \sigma_y) \end{aligned} \quad (15)$$

따라서 차이값의 범위,  $D_R$ 는 식 (16)에서 보이는 바와 같이 수평, 수직상관계수에 따라 매우 크게 변화된다. 상관계수를 최대 1로 가정하면 최대 신호값의 2배까지 신호값이 얻어진다. 이러한 차이값에 만일  $\pm 255$ 로 표시되는 임펄스 잡음이 전송로에서 유입되면 차이값과 더불어 검출하기는 어렵게 된다.

$$-255(\sigma_x + \sigma_y) \leq D_R \leq 255(1 + \sigma_x \sigma_y) \quad (16)$$

BDPCM은 블록 크기와 감쇄 상수에 따라 블러링하는데 식 (17)에서 원신호와 블록 평균치 항으로 나누어진다.

$$S_B(i, j) = K S(i, j) + S'_{BM}(i, j) \quad (17)$$

예측은 각각의 블러링된 신호에 대해 식 (17)를 이용하여 순차적으로 식 (18)과 같이 정의되며, 신호 예측과 블록 평균 예측으로 나누어진다.

$$\begin{aligned} P_{SB} &= \sigma_x S_B(i-1, j) + \sigma_y S_B(i, j-1) - \sigma_x \sigma_y S_B(i-1, j-1) \\ &= K P_s + (1-K) P_{BM} \end{aligned} \quad (18)$$

여기서  $P_s$ 는 식 (13)의 신호 예측값이며,  $P_{BM}$ 은 각각의 이전 화소들에 대한 블록 평균에서 예측한 것이다. 식 (17)과 식 (18)의 차이는 블러링된 신호의 전송량을 의미하며, 식 (19)에서 두번째 항은 블록 크기가 어느 정도 커지면 점점 블록 평균과 예측치가 갖게 되므로 삭제가 가능하다. 따라서 DPCM에 대한 BDPCM의 차이값 범위 감소분은 식 (20)과 같이  $K$  배 만큼이며, 블록 크기는 범위 감소에 큰 영향을 미

치지 못한다.

$$D_B = K(S(i, j) - P_s) + (1 - K)(S'_{BM}(i, j) - P_{BM}) \quad (19)$$

$$\frac{D_B}{D_D} = K, \quad (0 \leq K \leq 1) \quad (20)$$

식 (16)에서 보인 DPCM의 범위에 비해  $K$ 배 만큼 B-DPCM의 차이값을 전송하면 전송량의 감소는 물론이며, 따라서 유입 가능한 임펄스 잡음이 일반적으로 큰 세기를 가지면 부가적인 정보 없이 쉽게 검출이 가능하게 된다.

#### IV. 임펄스 잡음 제거

메디안 필터는 설정된 윈도우 내에서 메디안 값으로 대체하는 것으로서, 임펄스와 같은 잡음이 인가된 영상에서 제거 성능이 우수하나 경계선(edge) 부분이 아닌 천천히 변화하는 영역이나 백색 잡음등의 잡음이 인가되었을 때는 검출하기 어렵고 블러링 효과를 가져온다. 이것을 증명하기 위해 다음과 같은 실험을 하였다. 임펄스 잡음의 확률을 0.01로 하여 인가하고 LENNA 원영상에 3×3 메디안 필터를 통과시켜서 그림 3과 같은 결과를 얻었다. 결과 영상을 SNR로 표시하는 것은 열화된 영상으로부터 잡음을 제거하는 것이 주목적이기 때문에 화질 평가방법으로서 완전하지는 않지만 약 28.7 dB의 PSNR을 기록하였다. 잡음이 없는 원영상을 메디안 필터링하여도 유사한 성능을 보이며, 어느 정도의 임펄스 첨가는 필터 출력 영상에 큰 영향을 주지 못한다. 이것은 통신 선로에 이용 가능한 부호기에서는 30 dB 이상의 성능을 요구하는데 매우 부적합한 것이다. 오직 아주 열화된 영상에 대해서만 적용 가능할 것이다.

예측부호화는 상관도가 비교적 높은 영상 신호를 대상으로 하여 그 차이값만 추출하여 부호화하면 정보량이 감소하는 원리를 이용하는 기법이다. 신호의 상관도는 차이 영상에서 크게 줄고 예측기의 가중치에 따라 정보량에 차이가 있다. 낮은 상관도의 차이 영상을 전송할 때 문제점은 전송로에서 부가된 잡음이 복호기에서 차례로 누적되는 것이다. 잡음이 분석되는 썸인데 앞에서 설명한 BDPCM의 분산된 잡음과 다른 점은 임펄스 잡음의 세기가 일반적으로 매우 커서 큰 세기를 가지고 분산된다는 점이다. 따라서 적은 확률의 잡음도 수신단에서 커다란 열화 현상을 가져오며, 인가된 잡음을 제거하기 위해 차이값에 대



그림 3. 메디안 필터의 임펄스 제거 결과 영상(prob=0.01)  
a) 임펄스 잡음 영상 b) 결과 영상.

Fig. 3. Impulse noise removed images by median filter (prob=0.01)  
a) Impulse noised image b) median filtered image.

한 메디안 필터링은 매우 위험한 일이다. 임펄스 잡음은 메디안 처리에 의해 제거 가능하지만, 그러나 차이값을 메디안 필터에 의해 처리하면 상관도가 낮은 차이값을 블러링하는 결과이기 때문에, 이것을 복호화하면 큰 오차를 수반하게 된다.

한가지 고려할 수 있는 전송로 잡음 제거 방법은 메디안 필터링을 선택적 또는 적응적으로 적용하는 것이다. BDPCM에 의한 차이값의 동적 영역은 식 (16)과 (20)에서 분석하고 그림 5의 예와 같이 감쇄 상수에 따라 현저히 줄어들며 일률적으로 그 분포가 정해진다. 따라서 감쇄상수가 0.5 이하이면 모든 차이값은 최대신호값보다 작게되며 이보다 큰 세기의 차이값은 잡음으로 간주된다. 이런 특성을 이용하며 메디안 필터를 선택적으로 취한다면 임펄스 잡음이 인가된 부분에서만 필터링이 이루어진다.

실험의 구성은 다음과 같다. 그림 4의 계통도와 같이 전송로 중에 인가된 잡음에 대해 선택적으로 메디안 필터링하고 복호화하는 시스템을 구성하였다. 임펄스 잡음은 크기가 무한대로 가정하나 실제 선로에서 크기는 단정적이지 못하며 음 또는 양의 방향 임펄스를 가정하였다. 임펄스 잡음이라 판단할 수 있는 근거는 블러링에 의해 감소된 동적 영역에 비해 어느 정도 큰 세기의 신호를 검출하기에 용이하기 때문이다. 이렇게 검출된 신호를 3×3 메디안 필터에 의해 처리하였다. 입력 영상은 256×256 화소를 가지며 256 계조도를 표시하는 다양한 영상을 이용하였으며, 결과로 제시하는 것은 주로 LENNA 영상이다. 양자

화 간격은 원영상과 같은 8비트 선형 양자기이며 블러링에 의해서만 압축을 얻고자 하였다.

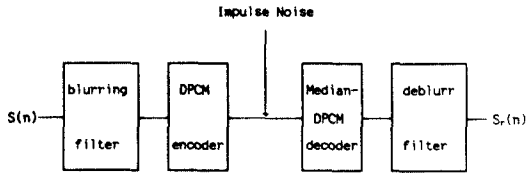


그림 4. 메디안 BDPCM 코덱의 실험 계통도.  
Fig. 4. Simulation blockdiagram for median-BDPCM codec.

실험의 목적은 BDPCM에 의해 낮은 전송률을 얻어 전송되었을 때, 첨가되는 임펄스 잡음을 효율적으로 제거하고자 하였다. 메디안 필터링은 수신단의 DPCM 복호기에서 함께 적응적으로 처리하는 것으로 하였다. 인가되는 잡음은 확률이 0.001에서부터 01까지로 하였다. 정보량은 순수한 BDPCM과 같으며, 잡음 제거처리에 의해 복원 영상이 얼마나 훼손되는가를 PSNR로 표시하였다. 블러링 필터의 설계 및 DPCM 부호기 복호기등은 제 II장에서 논한 B-DPCM과 같다. 동일한 예측기를 사용해도 블러링에 의해 정보량은 현저히 줄어들기 때문에 비교적 세기가 큰 임펄스를 쉽게 선택적으로 제거할 수 있음을 보이고자 한다.

차이값에 대한 실험 결과는 그림 5와 같다. DPCM에 비해 BDPCM은 동적 범위가 적고 상관도는 증가하므로 큰 세기의 잡음이 쉽게 검출된다. DPCM에서도 보다 큰 차이값은 확률적으로 적기때문에 필터링이 가능할테지만, 고주파 부분이 많이 영상에서는 현저히 훼손된다. BDPCM은 이러한 훼손은 블러링-역블러링에 의해 보상하는 성격을 가지므로 저전송률, 잡음 제거가 가능한 것이다.

그림 6에 전송 잡음이 없는 BDPCM의 LENA 영상에 대한 결과를 PSNR와 엔트로피로써 표시하는데, 부분적으로 Rate-Distortion 이론에 위배되는 현상이 발생한다. 요소  $K$ 에 대해서는 이론에 따르지만 블록 크기  $B$ 에 대해서는 크기  $12 \times 12$ 까지에서도 오히려 압축률 증가와 더불어 PSNR도 증가하는 것이다. 이러한 현상은 블록 크기  $2 \times 2$ 와  $4 \times 4$ 에서 두드러지게 나타나는데, 바로 잡음의 분산 효과를 의미한다. 잡음의 분산 효과는 BDPCM의 가장 큰 효과이

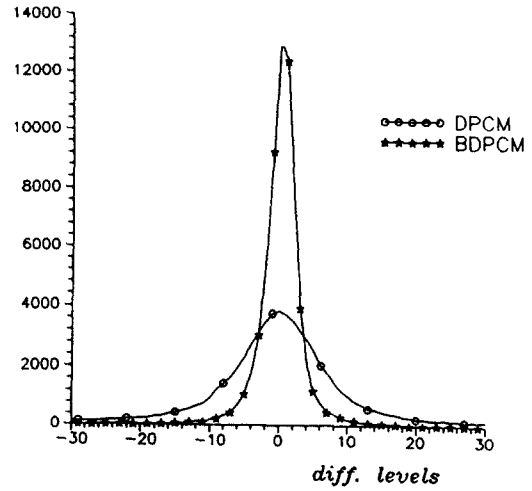


그림 5. DPCM과 BDPCM의 차이값 분포.  
Fig. 5. Differenced image distributions in DPCM and BDPCM.

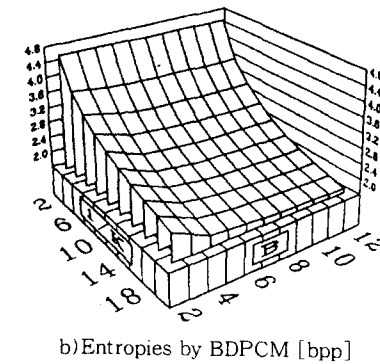
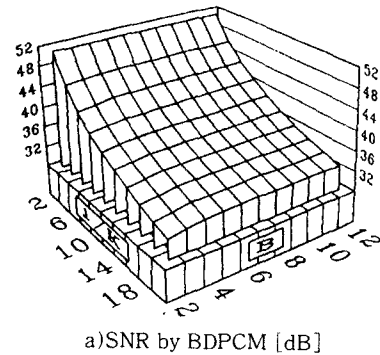
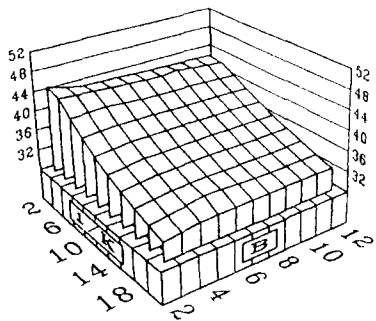


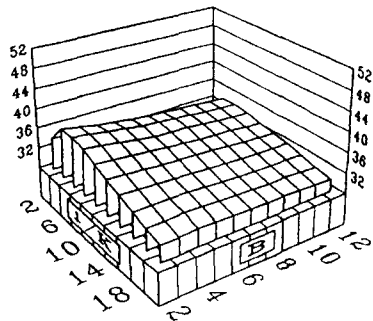
그림 6. BDPCM의 결과 SNR 및 정보량(LENA.DAT)  
a)SNR by BDPCM b)Entropies by BDPCM.  
Fig. 6. Resulting SNR and entropies of BDPCM (LENA.DAT)  
a)SNR by BDPCM b)Entropies by BDPCM

며 장점이다. 산술적으로 평가하면 수신단에서 잡음이 증가하기 때문에 정보량이 줄어든다 해도 의미가 없는 것처럼 보인다. 그러나 잡음이 분산되면 인접한 또는 중첩된 블록내에서 잡음이 퍼져서 산술적 MSE에서도 블록 크기가 증가했을 때 감소하는 결과를 가져온다.

임펄스 잡음 확률 0.01과 0.001에 대해 잡음을 제거한 결과를 그림 7에 보인다. 적용한 블록 크기와 감쇄 상수 및 엔트로피 분포에 대해서는 그림 6의 BDPCM과 같다. 확률 0.01이며 전송률 2 bps 미만에서도 30 dB 이상의 화질을 유지하므로 압축부호화에 유용함을 보인다. 그림 8에 Lenna 영상의 1.75 bpp에서 잡음이 제거된 결과 영상을 제시한다.



a) Imp. prob. = 0.001



b) Imp. prob. = 0.01

그림 7. 메디안 BDPCM의 결과 SNR (Lenna.DAT)

a) 확률 0.001 b) 확률 0.01.

Fig. 7. Resulting SNR of median BDPCM (Lenna.DAT)

a) prob. = 0.001 b) prob. = 0.01.



a) Imp. prob. = 0.001

b) Imp. prob. = 0.01.

그림 8. 임펄스 제거 결과 영상 (전송률 1.75 bpp)

a) 확률 0.001 b) 확률 0.01.

Fig. 8. Impulse noise removed images (1.75 bpp)

a) Imp. prob. = 0.001 b) Imp. prob. = 0.01.

### V. 결 론

신호를 블러링하여 상관도를 높이고 부호화하면 압축률이 증가한다는 것은 당연한 것이라 할 수 있다. 여기서 문제는 어떻게 하면 부호기에서 완전한 원신호를 복원할까 하는 점이다. 블러링에 의해 일단 신호가 변형되면 양자화 잡음을 수반하는 부호기에서 가능성이 없을 것으로 판단하지만 본 연구에서는 BDPCM에서의 그 가능성을 보이고자 하였다. 양자화 잡음이 없다면 오차가 전혀 발생하지 않으며, 양자화 잡음이 있으면, 그것은 부호기의 역 블러링에 의해 이론적으로 증가되기 때문에 정보량 압축이라는 장점도 인정받지 못할 것이다. 그러나 증가되는 잡음이 어느 특정한 영역에 분포한다거나 분산된다면 시각적으로는 검출하기 어렵게 된다. 본 논문에서는 BDPCM의 신호 전달 특성을 수리적으로 살펴 보고, 블러링에 의해 전송되는 차이값의 동적 범위가 블록 크기와 감쇄 상수에 따라 규정됨을 보였다. 이것은 주로 감쇄 상수에 의존하며, 엔트로피 감소와 더불어 감소하는 동적 범위 특성을 전송중 인가되는 잡음 검출에 이용 가능하도록 하였다.

메디안 필터는 임펄스 잡음의 제거에 매우 유용하다. 그러나 신호를 블러링하는 작용이 있다고 알려져 있다. 실제로 30 dB 이하로 신호를 훼손시키는 예를 보였다. 그렇다면 아주 심한 잡음을 갖는 영상을 향상시키는 데에는 적용이 가능하나 압축부호화에는 부적당함을 알 수 있다. 본 연구에서는 이러한 메디안 필터의 단점을 보완하며 부호기에 이용하기 위해

선택적으로 메디안 필터링하는 기법을 제안하였다. 즉 블러링에 의해 정보량이 압축되고 차이값의 상관도가 증가되기 때문에 차이 영상에 대해 메디안 필터링하여도 차이값이 변화하는 정도가 약해지며 따라서 신호 훼손량이 감소되는 것이다. 이 효과는 낮은 전송률로 될수록 커지며 잡음이 없는 상태에서의 BDPCM 결과와 성능 차이가 감소된다.

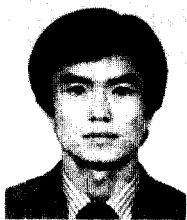
참 고 문 헌

1. J. J. Hwang and M. H. Lee, "A simple human visual weighted Hadamard transform image coding," *J. KITE*, vol.26, no.4, pp.98-105, Apr. 1989.
2. N. S. Jayant and P. Noll, *Digital coding of waveforms, principles applications to speech and video*, Prentice-Hall, 1984.
3. B. S. Atal and M. R. Schroeder, "Predictive coding of speech signals and subject error criteria," *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing* ASSP-27, no.3, pp.247-254, June 1979.
4. B. S. Atal, "Predictive coding of speech at low bit rates," *IEEE Trans. Commun.*, vol. COM-30, no.4, pp.600-614, Apr. 1982.
5. J. Makhoul and M. Berouti, "Adaptive noise spectral shaping and entropy coding in predictive coding of speech," *IEEE Trans. Acoust., Speech, Si Processing*, vol. ASSP-27, no.1, pp. 63-73, Feb. 1979.
6. F. Apr, "BIGCHAIR-DPCM, A new method

for visually irrelevant coding of pictorial information," *Proc. ISCAS'88*, Finland, pp.231-234, June 1988.

7. B. Girod, "Reconstruction noise shaping in the context of predictive TV signal coding," P. Dewilde and C. A. May (ed) : *Links for the futur* IEEE/Elsvier Science publishers B. V. (North Holland), pp.711-717, 1984.
8. B. Girod et al., "A subjective evaluation of noise shaping quantization for adaptive intra/interframe DPCM coding of colour television signals," *IEEE Trans. Commun.*, vol.36, no.3, pp.332-346, Mar. 1988.
9. J. J. Hwang and M. H. Lee, "Noise shaping effects of signal-blurred DPCM," *J. KICS*, vol.16, no.10, pp.964-971, Oct. 1991.
10. 황재정등, "BDPCM의 균등 가중 필터에 의한 정보량 복원," *신호처리합동학술대회 논문집*, vol. 5, no.1, pp.650-654, 1992. 9.
11. R. T. Chin and C. Yeh, "Quantitative evaluation of some edge preserving noise-smoothing techniques," *Computer Vis. and Image Proc.* 23, 67-91, 1993.
12. G. A. Mastin, "Adaptive filters for digital image noise smoothing : an evaluation," *Computer Vis. and Image Proc.* 31, pp.103-121, 19.

이 논문은 1991년도 교육부 지원 한국학술진흥재단의 자유공모과제 학술연구조성비에 의하여 연구되었음



黃 在 政 (Jae Jeong Hwang) 정회  
원  
1960년 8월 10일생  
1983년 : 전북대학교 전자공학과 졸업  
1991년 : 전북대학교 전자공학과 공학박사  
1983년 : 전주문화방송(주) 근무

1987년 : 군산수산전문대학 통신학과  
1990년 : 한독기술협력사업 독일정부 초청교수  
현재 : 군산대학교 통신학과 조교수, 미국텍사스 주립대 객원교수

李 門 浩 (Moon Ho Lee)

정회원

- 일본 동경대 전자과 공학박사
- 미국 미네소타 주립대 전기과 연구교수
- 독일 아헨공대 및 하노바대학 전기과 연구교수
- 전기통신 기술사
- 전국 정보통신공학과 교수협의회 회장(1993)
- 전북대 정보통신공학과 교수, 학과장(현재)