

심장조영상 부호화에 관한 연구

박상희 · 한영오 · 박현수 · 김형석 · 신종인

= Abstract =

A Study on Angiography Coding

Sang Hui Park, Young Oh Han, Hyun Soo Park, Hyung Suk Kim
and Joong In Shin

Medical imagies with high resolution are coded to be archived and communicated in MPACS. In this paper, we have studied on coding of Cardio-Angiography. Our coding technique is Subband-Vector Quantization.

This technique is irreversible coding method. This technique's advantages are removing blocking artifact and edge degradation, adapting for drastic image change because of dye injection, and fast decoding.

We achieved good results for Cardio-Angiography data, but the study on more sophiscated motion estimation techniques and VQ techniques must be performed.

1. 서 론

의료영상의 효율적인 관리 및 부가가치의 향상을 위하여 현재 국내외적으로 의료영상 저장 및 전송시스템(Medical Picture Archiving & Communication System:MPACS)에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. MPACS에서 취급하는 의료영상의 크기는 512×512화소의 해상도에서 최고 2048×2048 화소의 해상도를 필요로 하는 실정이다. 이러한 고해상도의 의료영상을 저장 및 전송하기 위해서는 광디스크나 광섬유같은 대용량의 메모리와

통신선로가 필요함은 물론 디지털 의료영상 데이터에 대한 부호화기술 개발이 이루어져야 한다.

최근 의료영상에 대한 부호화기술 동향은 가역 부호화(reversible coding)와 비가역 부호화(irreversible coding) 방식으로 분류된다. 가역부호화 방식은 압축율은 현저히 떨어지지만 정보의 손실이 없으므로 복원영상에 충분한 신뢰성을 갖고 있으며 비가역 부호화 방식은 높은 압축률을 얻을 수 있지만 복원영상에 대한 신뢰성이 다소 떨어질 수 있다는 단점이 있다.[1][2]

본 연구에서는 연속적인 프레임으로 구성된 의료 동영상에서 중요한 의미를 갖는 심장 조영상(angiography)을 부호화 대상으로 하여 의료 동영상 부호화 기술을 연구하고자 한다. 심장 조영상을 부호화하기 위해서는 프레임내와 프레임간에 존재하는 시공간적인 중복성을 이용하여 기존의 동영상 부호화 기법을 그대로 적용하기엔 몇가지 문제

(접수 : 1993년 5월 3일)

연세대학교 전기공학과

Dept. of Electrical Engineering, Yonsei Univ.

“이 논문은 1992년도 연세대학교 학술연구비에 의하여 연구된 것임”

점이 발생한다. 첫째, 하이브리드 DCT 부호화기의 경우 변환계수를 거칠게 양자화하거나 낮은 전송율로 전송할 때 급격히 변하는 프레임에서 영상의 구획화 현상(blocking artifact)이 나타날 수 있는데 이러한 현상은 진단영상에 치명적인 영향을 미칠 수 있다. 둘째, 공간 벡터 양자화(spatial vector quantization)를 사용하는 하이브리드 부호화기에서 에지 저하(edge degradation)가 일어난다. 에지는 일반적인 영상에서 뿐만 아니라 심장 조영상과 같이 혈관이 주요 진단대상인 의료영상에서 극히 중요한 정보를 갖고 있다.[4] 셋째, 심장 조영상에서는 조영제가 투입되기 전과 투입된 후에 영상의 특성이 급격히 변화하는데 특히 진단 목적상 중요한 의미를 갖는 것은 조영제가 투입되어 있는 영상이므로 조영제 투입에 따른 급격한 변화에 적응하면서 조영제 투입후의 영상의 화질을 높여줄 수 있는 부호화 기법이 필요하다. 넷째, MPACS에서는 부호화 과정에 비하여 복호화 과정이 극히 단순할 필요가 있다.[8]

따라서 본 연구에서는 이러한 문제점들을 어느 정도 해결할 수 있으며 심장조영상과 같은 의료동영상 부호화 기법에 대한 새로운 접근 방법으로써 벡터 양자화를 이용한 대역분할 부호화 기법을 연구, 제시하고자 한다.

2. 영상신호의 대역분할 및 합성

영상 신호의 대역 분할 및 합성은 일련의 대역 통과 필터링과 추림 및 보간의 과정으로 이루어진다. 이때, 영상신호의 4대역 분할을 주파수 영역에서 나타내면 그림 2. 1과 같다.[7][10][11]

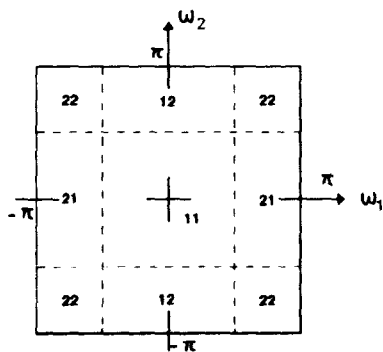


그림 2. 1 주파수 영역에서의 4대역 분할
Fig. 2. 1 4-band partition of frequency domain

대역 11,12,21,22는 각각 기저대역, 수평대역, 수직대역, 대각대역을 이룬다.

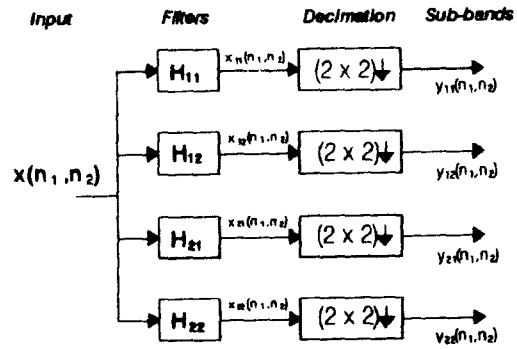


그림 2. 2 (a) 4대역 분할 시스템 블럭 선도
Fig. 2. 2 (a) block diagram of 4-band splitting system

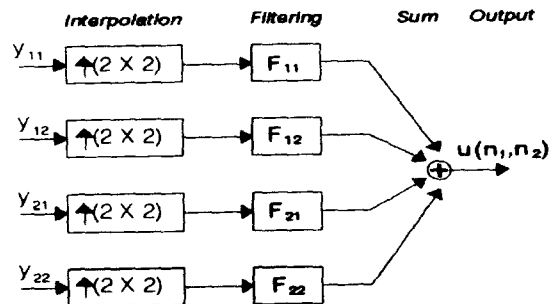


그림 2. 2 (b) 4대역 합성 시스템 블럭 선도
Fig. 2. 2 (b) block diagram of 4-band recombination system

4대역 분할을 이용되는 분할단과 합성단은 그림 2. 2와 같으며, 분할단 및 합성단의 필터 트리에 이용되는 1차원 QMF는 다음의 조건식을 만족하여야 한다.

$$h_1(n) = h_1(L-1-n), 0 \leq n \leq \frac{L}{2} - 1 \quad (2.1)$$

$$h_2(n) = (-1)^n h_1(n) \quad (2.2)$$

$$|H_1(\omega)| + |H_2(\omega)| = 1 \quad (2.3)$$

여기서 식2.1은 대칭 조건이며 식2.2는 추림에 의해 발생하는 신호의 중첩을 제거하기 위한 조건이고, 식2.3은 신호의 분할 및 합성과정에 발생하는 진폭왜곡을 없애기 위한 조건이다. 아울러 선형 위상 특성을 갖는 필터를 사용한다면 위상왜곡 또한 막을 수 있다. 이상의 조건을 만족하는 1차원 QMF를 이용하여 구현된 분리 가능한 2차원 필터는 식2.4와 같다.

$$h_{11}(n_1, n_2) = h_1(n_1)h_1(n_2) \quad (2.4)$$

그림 2.3 분리 가능한 필터를 사용하여 구성된 4대역 분할 필터 트리이고, 4대역으로 분할된 신호를 다시 4대역으로 분할하므로써 영상 신호를 16대역으로 분할 할 수 있다. 그림 2.4는 그림 2.3의 4대역 분할 시스템으로 구성된 16대역 분할 시스템이다.

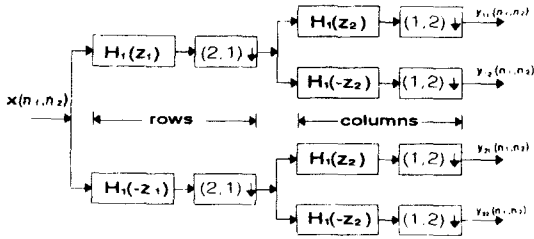


그림 2. 3 분리 가능한 4대역 분할 필터
Fig. 2. 3 Separable 4-subband filter

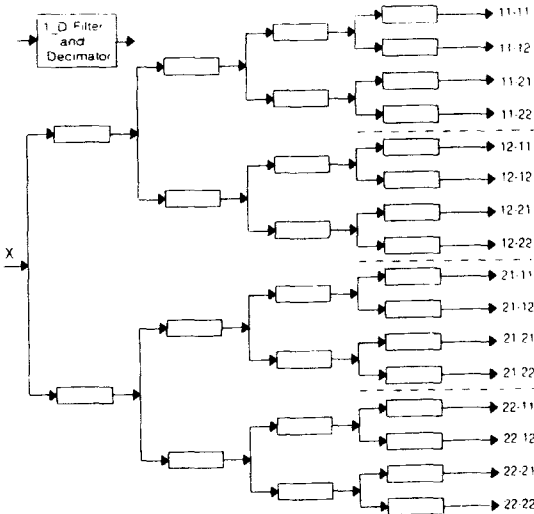


그림 2. 4 분리 가능한 16대역 분할 필터의 트리 구조
Fig. 2. 4 Tree structure for 16-band separable subband filter

3. 블럭 정합에 의한 운동추정 알고리즘

연속적인 프레임들 사이의 이동량을 검출함에 있어서 시간축으로 인접한 프레임들 내에서 부영

상 사이의 상관계수를 비교하여 최대치를 이동보상 위치로 이용하는 방법을 블럭정합 알고리즘(Block Matching Algorithm: BMA)이라 한다. 블럭정합 알고리즘의 처리과정은 다음과 같다.[9]

우선 영상을 고정된 크기의 부영상으로 나누고, 이 때 이전 영상내의 부영상과의 오차가 제일 작게 나타나는 위치를 구하기 위하여 식 3.1과 같은 함수 $D(\cdot)$ 를 정의한다.

$$D(i,j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N G(S_f(m,n) - S_{f-1}(m+i,n+j)) \quad (3.1)$$

$-p \leq i, j \leq p$

여기서, $G(\cdot)$: 오차의 power를 구하는 비선형함수
 S_f : 현재의 화상내에서 $M \times N$ 크기의 부영상으로 구성된 화상

S_{f-1} : 이전화상내에서 $(M \times 2p) \times (N \times 2p)$ 크기의 탐색영역

p : 최대 이동가능 거리

이다. 이 때 이동벡터는 $D(i,j)$ 를 최소로 하는 (i,j) 로 주어진다. 일반적으로 함수 $D(\cdot)$ 는 MAD (Mean Absolute Difference)와 MSD (Mean Square Difference)를 사용한다. 각각의 식은 (3.2), (3.3)과 같다.

$$MAD(i,j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |S_f(mn) - S_{f-1}(m+i,n+j)| \quad (3.2)$$

$$MSD(i,j) = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N [(S_f(mn) - S_{f-1}(m+i,n+j))]^2 \quad (3.3)$$

블럭정합 알고리즘에서 계산량을 효율적으로 줄이기 위하여 2-D logarithmic, menu vector, three step search 및 one at a time search (OTS) 등 여러 기법의 알고리즘이 제안되어 왔다. 그러나 요즘은 VLSI 기술의 발달로 full search 방식도 그대로 사용되고 있는 실정이다. 본 연구에서는 운동추정의 정확도를 높이기 위하여 MAD(\cdot)를 이용한 full search 방식을 사용하였다.

4. 심장 조영상을 위한 Subband-VQ 부호화

4. 1 벡터 양자화를 이용한 대역분할 부호화

벡터 양자화는 음성 및 영상정보의 저 전송률 전송 및 저장을 위하여 광범위하게 연구되어 왔다. 목적은 타당한 충실도(fidelity)와 화질을 유지하면서 비트율을 줄이는 것이다. 그러나 벡터 양자화의 주요 동기는 비기억 정보원(memoryless data source)의 경우에서조차도 스칼라대신 벡터부호화에 의해서 항상 이론적으로 더 우수한 결과를 얻을 수 있다는 Shannon의 rate distortion이론에 근거한다. 그러므로 변환 부호화와 같은 몇몇 전통적인 부호화 기법은 벡터상에서 수행되며 PCM에 비하여 더 좋은 이득을 얻지만, 양자화는 스칼라상에서 구현됨으로서 근본적으로 준최적(suboptimal)이라고 할 수 있다.[4]

이상의 이론은 영상 데이터를 부대역으로 분리한 후 벡터 양자화를 적용하는 부대역 벡터 양자화(subband vector quantization : Subband-VQ) 기법으로 사용할 수 있다. 분해 직각 대칭 필터뱅크로부터 얻어진 부대역 영상들을 최적으로 부호화하기 위하여 부대역 샘플들을 벡터로 그룹화한 후 벡터 양자화한다. 이렇게 함으로써 얻을 수 있는 잇점은 부대역간에 여전히 존재하는 상관성(correlation)을 이용하여 부대역 영상간을 벡터 양자화할 수 있다는 것이다.[5]

그림 4.1은 부대역 벡터 양자화기를 보여준다. Subband-VQ는 일반적인 VQ와 비슷한데, 다른 점은 부대역 분해 필터뱅크를 통과한 데이터를 입력으로 하여 벡터 양자화를 한다.

선택된 부대역에서 동일한 위치에 있는 부대역 샘플들은 그림 4.1에서와 같이 16차원의 입력벡터를 형성한다. 벡터 양자화 단계에서 각 입력 벡터는 코드북에서 최소의 왜곡을 갖는 codeword를 찾아 그것의 인덱스 i 를 수신단에 전송한다. 수신단에서는 lookup table을 참조하며 대응하는 벡터를 이용하며 복호화한다. 그 다음 합성 직각 대칭 필터뱅크에서는 복호화된 부대역 정보들을 보간과정을 거쳐 합성하게 된다.

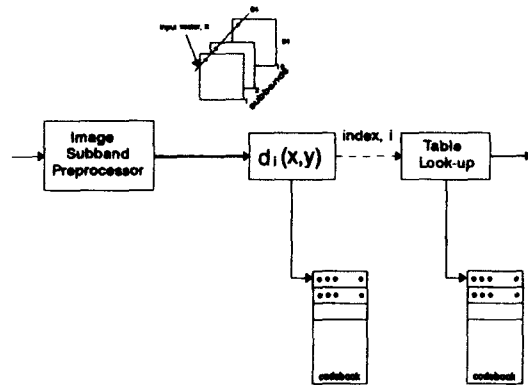


그림 4.1 부대역 벡터 양자화기
Fig. 4.1 Subband Vector Quantizer

4. 2 LBG 알고리즘

N레벨 K차원의 벡터 양자화기는 입력 벡터 $X = \{x_1, \dots, x_{k-1}\}$ 각각을 코드북 $\hat{A} = \{y_i, i=1, 2, \dots, N\}$ 의 원소 벡터인 $y = q(X)$ 에 할당하는 매핑 q 로서 정의될 수 있다.[4]

최소 왜곡 대표 벡터를 얻기 위하여 매핑 q 는 주어진 왜곡척도를 최소화하여야 한다. 본 연구의 부호화기에서 사용된 왜곡 척도는 식 4.1과 같은 자승오차함수를 이용한다.

$$d(X, Y) = \|X - Y\|^2 = \sum_{i=0}^{k-1} (x_i - y_i)^2 \quad (4.1)$$

벡터 양자화기에서 사용되는 코드북은 일반적으로 널리 알려진 LBG알고리즘을 이용하여 설계한다. 최적 벡터 양자화기의 코드북은 식 4.2와 같은 기대 왜곡을 최소화하는 N개의 대표 벡터로 구성된다.

$$D(X, q(X)) = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} d(X, -Y_i) \quad (4.2)$$

LBG알고리즘에서 초기 대표 코드북이 VQ의 성능과 밀접한 관계가 있으므로 본 연구에서는 초기 코드북을 얻기 위하여 분할 알고리즘(splitting algorithm)을 훈련 벡터에 적용한다. 기본적으로 분할 알고리즘에서 훈련 벡터들의 중심은 계산되어지고 두 개의 유사벡터로 분리된다. 분할과정은 고정된 미소치 벡터 δ 를 각각의 벡터 y_i 에 더하여 $y_i + \delta, y_i - \delta$ 를 구함으로써 수행된다. 자승오차 왜곡척도를 사용하면 훈련벡터의 집합은 두가지 대표 벡터들로 분리된다. 이 두가지 대표 벡터들의 중심을 계산하여

현재의 분할 단계에서 최종 대표 벡터로 한다. 이러한 과정은 N개의 대표 벡터가 구해질 때까지 반복 수행된다. 알려지지 않은 분포를 갖는 훈련벡터의 집합에 대하여 이상에서 설명한 LBG 알고리즘과 분할 알고리즘은 각각 알고리즘 4.1과 4.2와 같다.

알고리즘 4.1 LBG 알고리즘
Algorithm 4.1 LBG algorithm

Step 1. Initialization : Given N =number of levels, distortion threshold $\epsilon \geq 0$, an initial N -level reproduction alphabet \hat{A}_m , and a training sequence $\{x_j; j=0, \dots, n-1\}$, Set $m=0$ and $MSE_{-1} = \infty$.

Step 2. Given $\hat{A}_m = \{y_i; i=0, \dots, N\}$, find the minimum distortion partition $P(\hat{A}_m) = \{S_i; i=0, \dots, N\}$ of the training sequence : $x_j \in S_i$ if $d(x_j, y_i)$ for all i , Compute $MSE_m = MSE(\hat{A}_m, P(\hat{A}_m)) = n^{-1} \sum_{j=0}^{n-1} \min_i d^2(x_j, y_i)$, $y_i \in \hat{A}_m$

Step 3. If $(MSE - MSE_{-1}) / MSE \leq \epsilon$, halt with \hat{A}_m final reproduction alphabet. Otherwise continue.

Step 4. Find the optimal reproduction alphabet $\hat{x}(P(\hat{A}_m)) = \{\hat{x}(S_i); i=0, \dots, N\}$ for $P(\hat{A}_m)$, Set $\hat{A}_{m+1} = \hat{x}(P(\hat{A}_m))$. Replace m by $m+1$ and go to step 2.

알고리즘 4-2 분할 알고리즘
Algorithm 4-2 Splitting algorithm

Step 1. Initialization : Set $M = 1$ and define $\hat{A}_0(1) = \hat{x}(A)$,

Step 2. Given the reproduction alphabet $\hat{A}_0(M)$ containing M vectors $\{y_i; i=1, \dots, M\}$, "split" each vector y_i into two close vectors $y_i + \delta$ and $y_i - \delta$, where δ is a fixed perturbation vector. The collection \hat{A} of $y_i + \delta, y_i - \delta; i=1, \dots, M$ has $2M$ vectors. Replace M by $2M$.

Step 3. Is $M=N$? If so, set $\hat{A}_0 = \hat{A}(M)$ and halt. \hat{A}_0 is then the initial reproduction alphabet for the N -level quantization algorithm. If not run the algorithm for an M -level quantizer on $\hat{A}(M)$ to produce a good reproduction alphabet $\hat{A}_0(M)$, and then return to step 2.

4. 3 Subband-VQ 부호화기

본 연구에서 심장 조영상을 부호화하기 위하여 제안된 부호화기는 그림 4.2와 같다. 제안된 부호화기에서는 블럭정합 알고리즘에 의하여 이전 프레임에서 추정된 예측영상과 전송하고자 하는 영상과의 차영상을 직각대칭 필터뱅크에 의하여 부

대역으로 분리한 후 LBG 알고리즘으로 벡터 양자화한다.

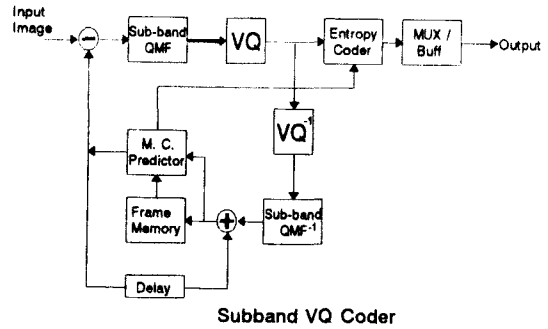


그림 4. 2 심장조영상을 위한 subband-VQ
Fig. 4. 2 Subband-VQ for angiography

5. 실험 및 결과고찰

컴퓨터 모의실험에서는 해상도가 $256 \times 256 \times 8$ 비트인 10프레임의 X선 심장 조영상을 사용하였다. 성능평가를 위한 왜곡측정은 식 5.1과 같은 정규화된 평균자승오차의 백분율을 이용하였다.

$$\% N M S E = \frac{\sum (X_i - \hat{X}_i)^2}{\sum (X_i)^2} \times 100 [\%] \quad (5.1)$$

여기서 X_i 와 \hat{X}_i 는 각각 원영상의 계조도와 복원된 영상의 계조도를 나타낸다.

벡터 양자화를 위한 코드북을 만들기 위하여 운동추정 오차 영상의 통계적 특성을 고려하여 훈련 벡터를 선정하였다. 즉, 벡터 양자화의 입력 벡터가 되는 16대역으로 분할된 운동추정 오차 영상들의 분산을 계산하여 분산이 낮은 영상으로부터 분산이 높은 영상까지 10,000개의 훈련 벡터를 선정하였다. 코드북에서 벡터의 차원은 16차원으로 하였고 코드북의 크기는 16, 32, 64, 128, 256 레벨로 하였다.

영상신호의 대역분할을 위하여 Johnston이 제안한 필터를 이용하여 직각 대칭필터뱅크를 구성하였다. Johnston의 8tab, 12tab, B, 16tab B, 24tab C 및 32tab D형으로 실험한 결과, 표 5.1과 같이 특성이 다른 심장 조영상과 Girl영상에 대해서 복원 정확도를 실험한 결과 32tab D형에서 PSNR이 50 [dB] 이상이 나왔다. 따라서 본 연구에서는 32tab D형의 필터계수를 이용하여 직각 대칭 필터뱅크를

구성한 후 운동보상 예측오차 영상을 16 대역으로 분리하였다.

표 5. 1 직각 대칭 필터의 복원 정확도

Table 5. 1 Reconstruction accuracy of QMF

(PSNR : dB)

	심장 조영상	Girl 영상
8tap	37.6	43.7
12tap(b)	47.3	47.5
16tap(b)	48.4	48.1
24tap(c)	48.5	48.2
32tap(d)	56.3	53.7

실험에 사용된 10 프레임의 연속된 영상에서 프레임의 변화에 따른 NMSE 값은 그림 5.1과 같다. 그림에서 알 수 있듯이 프레임의 수가 증가됨에 따라 예측오차가 누적되어 NMSE가 증가한다.

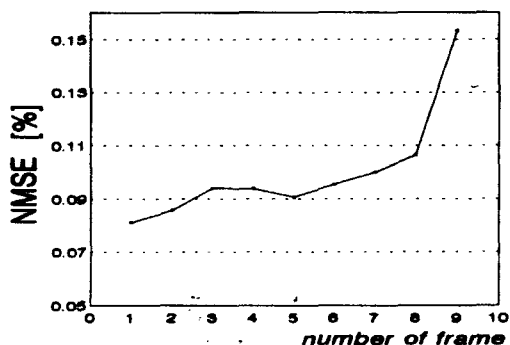


그림 5. 1 프레임 증가에 따른 NMSE

Fig. 5. 1 NMSE to frame increment

또한 그림 5.2는 0.25bpp, 0.31bpp, 0.38bpp, 0.44bpp, 0.50bpp의 압축율 하에서 각각에 대한 NMSE이다.

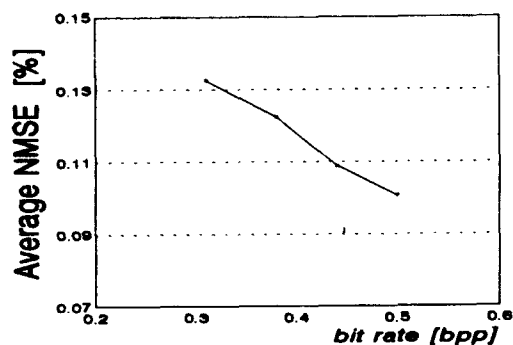


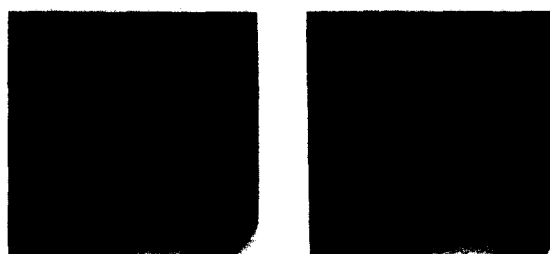
그림 5. 2 전송률에 대한 평균 NMSE

Fig. 5. 2 Average NMSE to bit rate

그림 5.3과 그림 5.4에서는 제한된 Subband-VQ 부호화기를 이용하여 심장 조영상을 각각 0.5bpp와 0.25bpp의 압축율로 압축하였다가 복원된 복원 영상을 원래의 영상과 비교하였다.



frame 3



원영상

frame 9

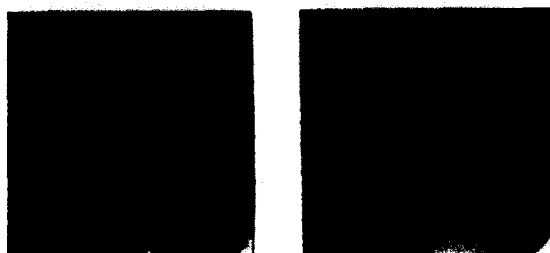
복원영상

그림 5. 3 결과 영상(0.5 bpp)

Fig. 5. 3 Result images(0.5 bpp)



frame 3



원영상

frame 9

복원영상

그림 5. 4 결과 영상(0.25 bpp)

Fig. 5. 4 Result images(0.25 bpp)

6. 결 론

본 연구에서는 의료영상 저장 및 전송시스템에서 고해상도의 의료 영상을 부호화하기 위한 새로운 의료영상 압축기법을 의료 동영상에 대상으로 하여 연구하였다. 의료 동영상 데이터로는 심장 조영상 데이터를 이용하였다. 제안된 Subband-VQ 부호화기는 비가역 부호화기로서 원래의 영상을 부호화한 다음 다시 복원하였을 때 어느정도의 정보 손실은 피할 수 없지만 높은 압축율을 얻을 수 있었다. 특히 기존의 부호화 기법에서 나타날 수 있는 구획화 현상이나 에지저하 현상이 줄어들었다. 그러나 복원 영상에 대한 신뢰성에 대한 정확한 판단은 전문의의 의견이 필요할 것이며, 향후 운동 추정 알고리즘 및 VQ의 성능을 더 높이기 위한 연구가 진행되어야 하리라 생각된다.

참 고 문 헌

- 1) P.Roos and M.A. Viergever, "Reversible Inter-frame compression of medical Image : A Comparison of Decorrelation Method", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.10, NO.4, pp.538-547, Dec. 1991.
- 2) P.Roos, M.A. Viergever, M.C.A. Van Dijke and J.H.Peters, "Reversible Intraframe Compression of Medical Images", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.7, NO.4, pp.328-336, Dec. 1988.
- 3) M.Goldberg and H.Sun, "Image Sequence Coding Using Vector Quantization", IEEE Trans. on Commun. Vol. COM.-34, NO.7, pp.7.3-710, Jul. 1986.
- 4) N.M.Nasrabadi and R.A.King, "Image Coding Using Vector Quantization : A Review", IEEE Trans. on Commun. Vol.36, NO.8, pp.957-971, Aug. 1988.
- 5) P.H.Westerink, D.E.Boekee, J.Biemond, and J. W.Woods, "Subband Coding of Images Using Vector Quantization", IEEE Trans. on Commun. Vol.36, NO.6, pp.713-719, Jun. 1988.
- 6) H.Gharavi and A.Tabatabai, "Sub-Band Coding of Monochrome and Color Images", IEEE Trans. on Circuits & Systems Vol.35, NO.2, pp. 207-214, Feb. 1988.
- 7) J.W.Woods and S.D.O'Neil, "Subband Coding of Images", IEEE Trans. on ASSP. Vol.ASSP-34, pp.1278-1288, Oct. 1986.
- 8) H.Sun and M.Goldberg, "Radiographic Image Sequence Coding Using Two-Stage Adaptive Vector Quantization", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol.7, NO.2, pp.118-126, Jun. 1988.
- 9) H.Gharavi and M.Mills, "Blockmatching Motion Estimation Algorithms-New Results", IEEE Trans. on Circuits & Systems Vol.37, NO.5, pp. 649-651, May. 1990.
- 10) R.E.Crochiere and L.R.Rabiner, "Multirate Digital Signal Processing", Prentice Hall Inc., Englewood Cliffs, New Jersey 1983.
- 11) J.W.Woods, "Subband Image Coding", Kluwer Academic Publishers, 1991.