

# 새로운 무손실 의료영상 압축방법

正會員 池 昌 宇\*, 朴 成 漢\*\*

## A New Method of Lossless Medical Image Compression

Chang-Woo Jee\*, Sung-Han Park\*\* *Regular Members*

### 요 약

본 논문에서는 이진적용산술부호기(BAAC)에 기반을 둔 새로운 무손실 의료영상 압축 방법을 제시하였다. 이진적용산술부호기의 단위구간을 재귀적으로 두개의 확률 부구간으로 나눔으로써 단순한 비균형 이진트리만 만들어진다. 이진트리의 각 노드에는 영상화소의 국부적인 통계치에 따라 적용적으로 추정된 발생 빈도수가 높은 예측값(MPPV)과 발생 빈도수가 낮은 예측값(LPPV)들을 배열시킨다. 이때, 배치순서는 예측값들에 대한 누적발생 확률이 감소하는 순으로 정해진다. 그런 다음 부호화 조건에 따라 이진적용산술부호기 또는 허프만 부호기가 이진트리의 각 노드에 적용된다.

제안된 방법은 다중비트공간을 한비트공간으로 분할함이 없이 부호기가 바로 다중비트 의료영상에 적용된다. 다중비트공간상의 모델 템플릿로(MT)부터 제안된 컨텍스트 영역의 사용은 압축률 향상을 가져다줄 수 있었다. 게다가 산술부호화시 일반적으로 요구되는 복잡한 부동점계산이 아닌 확률구간추정상태기(PESM)에 기반을 둔 단순한 가감 오퍼레이션만이 이진적용산술부호기의 단위구간 부분할에 적용되기때문에 구간 조정을 위한 빠른 계산이 가능하였다.

### ABSTRACT

In this paper, a new lossless compression method is presented based on the the Binary Adaptive Arithmetic Coder(BAAC). A simple unbalanced binary tree is created by recursively dividing the BAAC unit interval into two probability sub-intervals. On the tree the More Probable Predicted Value(MPPV) and Less Probable Predicted Value(LPPV) estimated by local statistics of the image pixels are arranged in decreasing order. The BAAC or Huffman coder is thus applied to the branches of the tree.

The proposed method allows the coder be directly applied to the full bit-plane medical image without a decomposition of the full bit-planes into a series of binary bit-planes. The use of the full bit model template improves

\*한양대학교 전자공학과

\*\*한양대학교 공과대학 전자계산학과

論文番號:96138-0503

接受日字:1996년 5월 3일

the compression ratio. In addition, a fast computation for adjusting the interval is possible since a simple arithmetic operation based on probability interval estimation state machine is used for interval sub-division within the BAAC unit interval.

## I. 소개

디지털 의료영상을 다루는데 있어서 가장 중요한 문제 중의 한가지는 의료영상 생성(modality)시 요구되는 커다란 비트수이다. 그러므로 효과적으로 비트수를 감소하는 영상 압축기술을 개발하기 위한 많은 연구가 최근 여러해동안 진행중에 있다[1]-[3]. 특히, 미국 방사선학회(American College of Radiology, ACR)와 미국의전기제조조합(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)의 공동위원회에서는 원격 의료 진단서비스를 위한 디지털 의료영상 저장 및 통신 시스템(Picture Archiving and Communication System, PACS)의 핵심기술인 무손실 영상압축 표준을 제정하기 위해 소그룹 14를 결성하여 표준화 작업을 진행중에 있다[4]-[7].

일반적으로 알려진 의료진단 영상에 대한 무손실 압축기술은 두가지 방법으로 볼 수 있다. 하나는 원영상을 그대로 가공없이 부호화하는것이고, 다른 하나는 영상을 먼저 가공한 후, 가공된 영상데이터를 부호화하는 방법이다. 두번째 방법은 다시 두단계로 나뉘어 지는데, 첫번째 단계에서 원영상 화소들이 비트보존 또는 무손실 부호기에 적합한 계수로 변환된다. 이때, 인접한 영상영역이 유연하게 변하는 전역적인 영상 특성에 따라 현재의 화소와 인접한 화소들간에 상관관계를 계발하여 영상의 용장성을 제거한다. 무손실 차분펄스부호변조(Lossless Differential Pulse Code Modulation, DPCM)와 피라미드변환(Pyramid Transform) 기법이 본 단계에서 변환된 계수를 얻기 위해 사용되는 압축기술중에 하나이다[6][8]-[10]. 계층적 부호화 절차로도 알려진 피라미드변환은 각기 다른 해상도의 영상 품질을 얻기 위해 해상도마다 변환계수를 생성한다. 두번째 단계에서 무손실 부호기가 변환된 계수에 적용된다. 물론 무손실 부호기는 원영상에 그대로 적용될 수 있다. 이러한 방식으로 허프만 부호기[6], [11], 가변런랜스(Variable Run Length, VRL) 부호기[6], [12] 또는 Lempel-Ziv(LZ) 부호기[6], [13]와 같은 기존의 무손실 부호화 기법은 의료영상의 랜덤

한 특성에 의존하여 작게는 1.5:1에서부터 높게는 3:1까지의 압축률을 얻을 수 있음이 실험을 통하여 알려져 있다.

산술 부호화(Arithmetic Coding)는 위에서 열거한 기존의 다른 무손실 부호화 기법보다 더좋은 압축률을 보인다. 그 이유는 산술 부호화가 영상의 전역적인 영역특성에 적용할 뿐만아니라 영상의 국부적인 영역특성에도 빠르게 적용하여 영상의 용장성을 보다 효과적으로 제거할 수 있기 때문이다. 실험에 의하면 산술 부호화는 기존의 무손실 부호화보다 실험적으로 10%-15%의 압축효율 향상을 보여준다[14]-[15]. 산술 부호화는 허프만 부호기에서 사용되는것처럼 미리 규정된 부호어(codeword)를 할당하는 방식 대신에 고정된 부호구간(coding interval)을 정한다음, 이 구간내에서의 재귀적 부분할을 통해 영상을 부호화한다. 부호구간내 실제로 부분할되는 점은 그때까지 발생된 화소 빈도수에 의존하기때문에 국부적인 영상특성에 잘 적용된다.

기존의 산술 부호화 사용시 문제점은 두가지로 볼 수 있다. 먼저, 부호구간의 부분할이 매우 복잡하며, 이에 따라 부호화 시간이 매우 느리다는 것이다. 고정된 부호구간내 실제로 부분할되는 점을 구하기 위해선 이전까지 발생된 모든 화소에 대한 개별적인 구간값을 부호기가 유지하고있어야하며, 현재 부호화될 화소가 속하는 구간값을 다시 분할하기 위해 부호화될 화소의 발생 빈도수를 추정한 후, 승제연산을 통해 구간점을 구한다. 이러한 재귀적 부분할 방식은 부호화 종료시까지 반복된다. 또다른 더큰 문제점으로 기존의 산술 부호화 방식이 부호화되는 화소값이 높은 확률로 나타날 확률정보인 컨텍스트를 전혀 고려하지 않기때문에 압축률을 향상시킬 수 있는 요인이 고려되지 않았다는 점이다.

이와같이 용장성 제거를 위해 변환된 계수를 이용하고 산술 부호화의 단점들을 해결하기 위해 본 논문에서는 적응예측기(adaptive predictor)와 이진적응산술부호기(Binary Adaptive Arithmetic Coder, BAAC)에 기반을 둔 새로운 부호화 방법을 제안한다. 이전

적응산술부호기는 ISO와 ITU-T 공동위원회인 JBIG (Joint Bi-level Image Experts Group)에서 규정한 이진 영상압축을 위한 부호화 표준에 정의된 엔트로피 부호기이다[16]. 본 논문에서 이진적응산술부호기에 기반을 둔 이유는 본 부호기가 컨텍스트하에서 영상 화소를 부호화하며, 부호화중에 확률구간추정상태기 (Probability Estimation State Machine, PESM)를 사용한 단순한 가감연산을 통해 고정된 확률 부호구간을 직접적으로 부분할하기 때문이다. 국부적인 화소 인텐시티 변화에 잘 적응하는 적응예측기는 원화소로부터 이진적응산술부호화를 시작하기 위해 필요한 예측값을 구한다. 새롭게 제안된 방법은 그레이스케일 의료영상에 적용하기 위해 기존의 한비트 공간을 통해 만들어진 컨텍스트 대신에 다중비트 공간을 모두 사용할 수 있는 컨텍스트 영역을 만든다. 특히, 압축률 향상에 필수적인 영상의 국부적인 특성을 효과적으로 반영하기 위해서 각각의 컨텍스트 영역하에서 예측값들의 통계적인 발생 확률정보가 고정된 영상블럭마다 추정된다. 임의의 한 영상블럭에서 추정된 확률정보는 다음 영상블럭에서 추정된 확률정보에 의해 새롭게 갱신되거나 그대로 사용된다. 따라서 이진적응산술부호기는 영상블럭마다 확률정보를 적응적으로 유지한다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 제 2절에서는 본 논문이 기반으로하는 이진적응산술부호기의 부호화 방식을 다루고 있는데, 주로 입력화소열에 대한 부호구간 부분할과정에 초점을 맞추어 기술한다. 제 3절에서는 이진적응산술부호기가 부호화시 필요로하는 예측정보를 얻기 위한 방법들이 제안되었으며, 본 방법들은 적응화소예측 블록, 예측값의 통계치 추정 블록 및 엔트로피 부호기 블록으로 나뉘어 세부적으로 기술된다. 제 4절에서는 진단용 척추의 CT슬라이스 샘플열을 사용하여 무손실 의료영상 압축에 범용적으로 사용되는 허프만 부호기와 Lempel-Ziv부호기, 기존 JBIG부호기, JPEG(Joint Photographic Expert Group) 무손실 압축부호기[17], 미국방사선학회/의료기기제조조합에서 규정한 무손실 압축표준 기법과의 압축성능을 비교 분석하며, 또한 기존의 산술 부호화 방식과도 비교 분석한다. 마지막절에서는 결론과 제안된 방법의 제한 사항을 다룬다.

## II. 이진적응산술부호기

이진영상의 이진적응산술부호기를 사용한 부호화의 핵심은 고정된 부호구간  $[0.0, 1.0)$  내에서의 두개의 확률구간 부분할을 기반으로 한다는 것이며, 이는 부호화 종료시까지 재귀적으로 발생한다[16][18]. 개념적으로 특정 컨텍스트하에서 입력되는 이진 심볼들은 구간  $[0.0, 1.0)$ 상의 실수  $r$ 로 사상된다. 컨텍스트는 인접한 화소들의 위치를 표시하는 특정한 패턴을 대변하는 정수값이며, 현재의 화소를 부호화하기 위해 사용되는 이진적응산술부호기의 확률구간 상태를 색인 형태로 제공한다. 초기의 이진심볼을 부호화한 후,  $r$ 이 놓여지는  $[0.0, 1.0)$ 상의 위치가 현재의 부호구간이 된다. 각 컨텍스트하에서의 이진심볼에 대해서 현재의 부호구간은 두개의 부호구간으로 나뉘어진다. 두개의 부호구간은 이진 심볼값 발생 빈도수의 상대적 확률이 높은 부호구간을 MPS(More Probable Symbol)로 정하고, 나머지 한쪽 부호구간을 LPS(Less Probable Symbol)로 정한다. 두개의 부호구간중 심볼이 어느한쪽에 소속되는가를 판단하기 위해 이진적응산술부호기는 현재 입력된 심볼이 MPS인지를 결정하는 “MPS-판단”을 하거나 아니면 LPS인지를 판단하는 “LPS-판단”을 한다. 다시 말해서 고정된 단위구간내 실제 발생한 이진심볼의 구간이 항상 현재의 부호구간이 된다. 여기서 컨텍스트는 부호구간의 LPS의 실제 크기를 결정하기 위해 LPS 확률추정에 대한 색인을 제공한

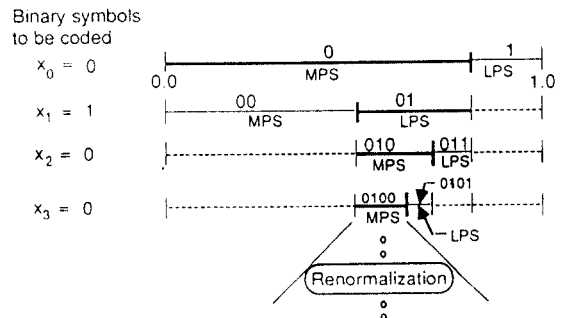


그림 1. 구간  $[0.0, 1.0)$ 의 부분할 과정. 컨텍스트 0하에서 초기 MPS와 LPS는 각각 0과 1이다.

Fig. 1 Binary sub-division of interval  $[0.0, 1.0)$ . Initial MPS and LPS under context 0 is 0 and 1, respectively.

다. MPS와 LPS의 의미는 이진영상의 국부적인 특성에 따라 부호화중에 서로 바뀔 수 있다. 그림 1은 인접화소가 모두 0임을 나타내는 컨텍스트 0 하에서 부호화되는 초기 입력열  $x_0x_1x_2x_3$ 에 대한 구간 부분할의 예를 보여준다.

이진심볼의 부호화시 송신측으로 전송되거나 디스크에 저장되는 출력 부호열은 그림 1의 굵은선으로 표시된 부분처럼 부호화할때마다 수시로 바뀌는 현재의 부호구간점과 기저 즉, 하한 경계치(lower boundary)사이의 이진분수(binary fraction)로 표시된 거리이다. 그러므로, 출력 부호열은 현구간의 기저로 부터 상대적으로 떨어진 현재구간을 가리키는 표시자(marker)이다. LPS가 부호화될때마다 LPS에 대한 부구간이 MPS를 위한 부구간 위에 놓여야 하기때문에 MPS 부구간이 기저에 더해진다. 이진적응산술부호기는 이진심볼들을 0 또는 1보다 MPS 또는 LPS로 다루기 때문에 결과적으로 부호기는 이진심볼들을 부호화하기 위해 각 컨텍스트하에서 이진심볼들에 대한 MPS의 의미(0 또는 1을 표시) 및 LPS구간의 크기를 유지해야한다. 복호화 절차는 단순히 출력된 부호열로부터 “MPS-판단” 또는 “LPS-판단”에 따라 어느 부구간이 고정된 구간 [0.0, 1.0)내에서 가리켜져 왔는지 결정하는 문제이며, 원영상을 완전히 복원할때까지 부호기에서와 동일한 부호구간 부분할 절차를 재귀적으로 수행한다.

이진적응산술부호기는 단순한 산술근사방식을 통해서 확률부호구간을 부분할한다. 현재의 확률 부호구간을 이상적으로 부분할하는 것은 LPS에 대한 확률추정치를 현재의 구간값과 곱하는 것이다. 이진적응산술부호기 규정에 의하면 구간 레지스터 A는 범위 [0.75, 1.5)사이에 항상 놓여 있도록 정규화되는 현재의 부호구간의 크기이다. 여기서 범위는 16진수가 아니라 10진 정수를 표시하며, 구간 레지스터 A는 16진수  $0 \times 100000$ 으로 초기화된다. 부호화중에 출력될 부호열 비트들을 일시적으로 간직하고있는 부호 레지스터 C는 16진수  $0 \times 00000000$ 으로 초기화된다. 특정 컨텍스트에 대한 구간 레지스터 A와 현재의 LPS 확률 추정치가 주어지면 LPS 및 MPS 부구간을 근사적으로 계산할 수 있다(식 1).

$$\rho \times A \doteq \rho = \text{LSZ}(\text{LPS size on coding interval})$$

$$A - (\rho \times A) \doteq A - \rho = A - \text{LSZ} \quad (1)$$

Because the decimal value of A is of order unity,  $\rho \times A$  can be approximated to  $\rho$  and the LSZ is stored quantity equal to the size of the approximated interval for the LPS

식 (1)을 적용하여 상태 0로부터 시작하여 순차적으로 112개의 개별적인 상태에 대한 일련의 LSZ값을 열거해 놓은 표가 확률구간추정상태기(PESM)이다[18]. 확률구간추정상태기의 원리는 초기상태(ST=0, LSZ=0×5ald)에서 시작하여 이진심볼의 “LPS-판단”에 따라 LPS가 부호화될때마다 MPS구간인 A-LSZ값을 부호 레지스터 C에 더하고 현재의 부호구간을 LPS부구간인 LSZ로 감소시킨후, 지정된 다음상태로 이동한다. 그러나 만약 이진심볼이 MPS라면 부호 레지스터 C는 변하지 않기때문에 압축률 향상을 꾀할 수 있고, 현재의 부호구간은 확률구간추정상태기에 따라 구간 레지스터 A에서 LSZ값 만큼만 뺀값으로 줄어든후, 다음상태로 이동한다. 이진적응산술부호기를 통한 압축률 향상은 발생 빈도수가 높은 이진심볼의 경우 “MPS-판단”에 따라 1비트 보다 적은 이진 분수로 부호화되기 때문이다. 이렇듯 부호구간 부분할은 확률구간추정상태기에 기록된 일련의 LSZ값을 사용한 단순한 가감 오퍼레이션만을 수행한다. 구간 레지스터 A가 재귀적으로 부호구간 부분할을 수행할때 하한 경계값(0.75)보다 낮아지면 비트 이동 연산에 의해 구간 레지스터 A와 부호 레지스터 C를 재규격화(Renormalization)하여 A가 항상 범위[0.75, 1.5)내 임의의 값으로 복원되도록 한다. 이러한 정규화 과정을 통한 부호구간 부분할 절차는 때때로 LPS 부구간이 MPS 부구간보다 커질수 있으므로 이러한 상태가 발생되면 MPS구간이 항상 큰 구간이 되도록 두개의 부구간을 서로 교환한다. 또한 정규화가 발생할때마다 확률구간추정상태기는 정규화에 따른 상대적인 확률 부구간을 조정후, 특정 컨텍스트하에서 부호화되는 MPS 또는 LPS에 대해 다음 MPS 또는 LPS상태를 결정하는 추정 절차를 수행한다.

### III. 새로운 압축방법

디지털 의료영상 압축을 위해 제안된 부호기 블록

다이어그램은 그림 2에서 보여주듯이 적응예측(Adaptive Prediction) 블록, 통계치 결정(Statistics Determination) 블록 및 본 논문이 기반으로 둔 이진적용산술부호기가 포함된 엔트로피 부호기(Entropy Encoder) 블록으로 이루어진다. 부호기에 입력된 그레이스케일 화소열은 먼저 적응예측되며, 동시에 통계적인 예측정보가 얻어진다. 이러한 예측정보를 사용하여 예측값은 엔트로피부호기인 이진적용산술부호기 또는 허프만 부호기에 의해 부호화된다.

3-1. 적응예측

영상을 예측하는데 필요한 적절한 통계치들은 화소 인텐시티 변화의 전역적인 특성뿐만아니라 국부적인 특성으로부터 쉽게 얻을 수 있다. 본 논문에서

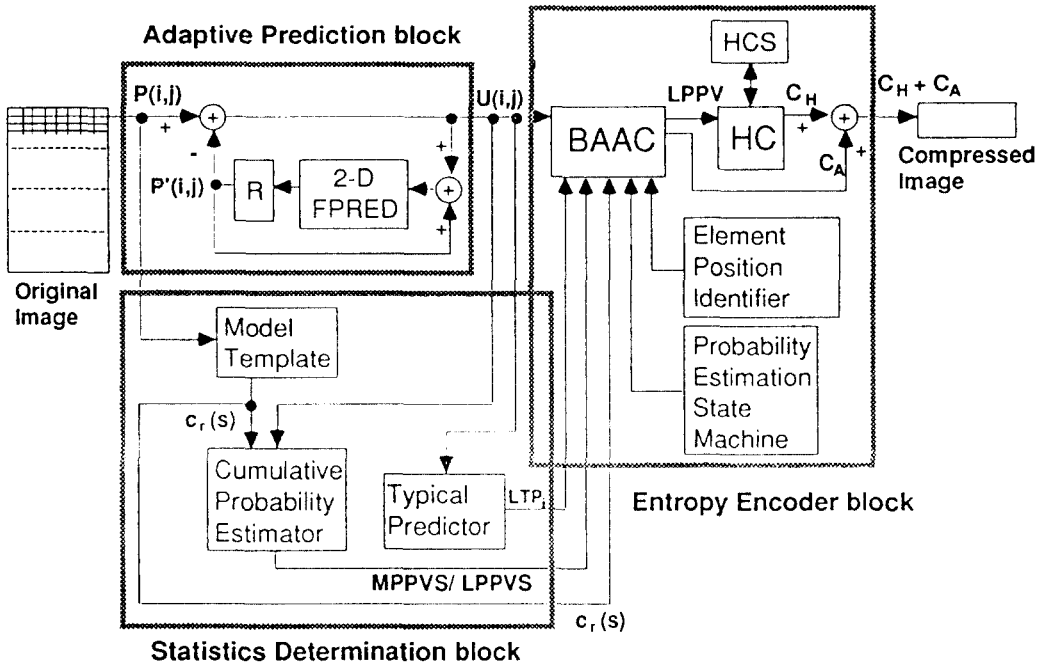
는 국부적인 화소 인텐시티 변화에 효과적으로 적응하는 규칙을 갖는 이차원적인 예측기를 사용한다[19]. 적응예측기의 기본 아이디어는 몇가지 방향에서의 화소값차를 계산함으로써 영상의 일차구조를 결정하는 것이다. 그림 3은 네방향에서의 화소값차를 구하는 위상을 보여주고 있으며, a는 동-서 방향(-), b는 남-북 방향(+), c는 남서-북동 방향(/) 및 d는 남동-북서 방향(\)을 각각 나타낸다.

적용 규칙기반 예측식은 다음과 같다.

$$\text{예측 계수} : s(k) = \sum_{r=1}^n 1/(k^2(r) + \mu), \quad k = a, b, c, d \quad (2)$$

$$\text{정규화된 } s(k) : s(a) + s(b) + s(c) + s(d) = 1 \quad (3)$$

$$\text{예측기} : P'(i, j) = s(a)P(i-1, j) + s(b)P(i, j-1)$$



- $c_r(s)$  : Context region  $r$  with index  $s$
- $C$  : Compressed code
- MPPVS : More Probable Predicted Value Set
- BAAC : Binary Adaptive Arithmetic Coder
- HCS : Huffman Codeword Specification
- $C_H$  : Huffman Code Register
- LTP<sub>i</sub> : I-th Line not Typical
- FPRED : Forward-PREDictor
- LPPVS : Less Probable Predicted Value Set
- HC : Huffman Coder
- R : Rounding operator
- $C_A$  : Arithmetic Code Register

그림 2. 부호기 블록 다이어그램  
Fig. 2 The block diagram for the complete encoder.

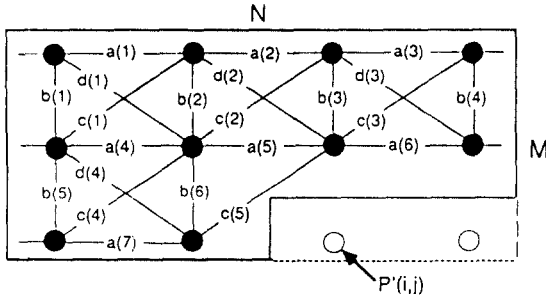


그림 3. 네방향을 갖는 \$N \times M\$ 창. \$a(r), b(r), c(r)\$ 및 \$d(r)\$은 방향 \$a, b, c\$ 및 \$d\$에서의 화소값 차이이다. \$P(i, j)\$는 예측기를 표시한다. 여기서 \$i\$와 \$j\$는 \$i\$번째 열과 \$j\$번째 행을 나타낸다.

Fig. 3 The \$N \times M\$ window with four directions; \$a(r), b(r), c(r)\$, and \$d(r)\$ are differences between pixels in directions \$a, b, c, d\$, respectively. \$P(i, j)\$ denotes predictor, where \$i\$ and \$j\$ denote the \$i\$-th row and \$j\$-th column, respectively.

$$+s(c)P(i-1, j+1) + s(d)P(i-1, j-1) \quad (4)$$

예측값 :  $U(i, j) = P(i, j) - P(i, j) \quad (5)$

구성자 :  $P(i, j) = U(i, j) + P(i, j) \quad (6)$

입의의 방향에서의 화소값 사이의 큰차이는 그 방향에 수직인 윤곽이 존재함을 의미한다. 그러므로 식 (2)의 \$\gamma(=2)\$를 사용하여 상응되는 예측계수에 낮은 가중치를 부과한다. 그림 4는 적용 규칙기반 예측기에서 필요로하는 화소들의 순서매김이다.

그림 4에서 다르게 이웃하는 화소의 순서매김 집합을 통해서 다양한 공간 위상이 만들어진다. 본 논문에서는 10개의 이웃하는 화소들의 순서매김 집합 {1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, 11, 12}을 포함한 공간 위상의 사용을 제안한다. 따라서 예측계수 \$S(k)\$에서 계수값은 \$r\_a=7, r\_b=5, r\_c=5\$ 및 \$r\_d=4\$이다. 본 공간 위상을 선택하게 된 합당한 이유는 4장의 실험 결과에서 보여준다. \$\mu(=8)\$의 목적은 식 (2)가 0으로 나뉘어지는것을 피하기 위함이다.

적용예측기는 실수값을 갖기때문에 예측값 \$U(i, j)\$도 또한 비정수값이다. 무손실 압축을 위해 \$U(i, j)\$는 반올림 연산자를 사용하여 가장 가까운 정수로 표시된다. 반올림에 의한 입의의 잘림오류가 \$U(i, j)\$에 포함되기때문에 복호화시 완전한 영상을 복원하는데에 아무런 영향을 미치지 않는다.

12	11	10	9	8
3	4	5	6	7
2	1	\$P(i,j)\$		

그림 4. 적용 규칙기반 예측기에서 사용되는 화소 순서매김  
Fig. 4 Labelling of pixels used by predictor based on adaptive rule.

### 3-2. 통계치 결정

#### 3-2-1. 모델 템플릿

모델 템플릿(Model Template)는 부호화되는 화소주위의 배열 상태를 나타내는 기하학적인 패턴을 의미하며, 이는 부호화에 컨텍스트를 제공한다. 부호화 효율은 모델 템플릿로부터 잘 정의된 컨텍스트를 통하여 얻을수 있다. 왜냐하면 컨텍스트가 주어진 상태에서 화소를 예측하거나 또는 그렇지 않은가를 결정하는 조건적 엔트로피가 컨텍스트를 갖지않는 엔트로피보다 작거나 같기때문이다(식 (7)). 식 (7)에서 \$Y\$는 화소, \$X\$는 컨텍스트를 표시한다.

$$H(Y|X) \leq H(Y) \quad (7)$$

부호화 효율을 높이기 위해서는 잘 알려진 컨텍스트로부터 부호화되는 화소가 높게 예측될 수 있도록 모델 템플릿과 컨텍스트를 선택하는것이 중요하다.

본 논문에서는 현재의 화소 바로 위에있는 두 이웃하는 화소와 바로 옆에 이웃하는 두 화소로 모두 4개 화소들로 이루어진 모델 템플릿을 제안한다. 그림 5는 그러한 모델 템플릿을 보여준다.

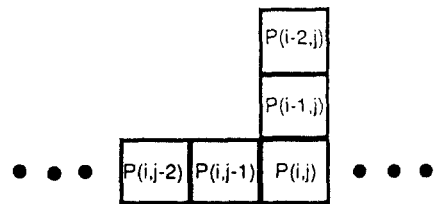


그림 5. 네개의 이웃화소를 갖는 모델 템플릿 \$P(i, j)\$는 현재 부호화되는 화소를 표시한다.

Fig. 5 The model template with 4 neighboring pixels. \$P(i, j)\$ denotes current pixel to be coded.

다중비트공간을 갖는 의료영상의 경우 모델 템플릿내 화소들의 임의의 조합은 방대한 수의 컨텍스트를 발생시킨다. 이는 화소값 자체가 이진값이 아니고 8비트 또는 12비트를 갖기때문이다. 예를들어, 8비트로 이루어진 이웃하는 3개의 화소를 모델 템플릿으로 정하였다면 이론적으로  $2^{24}$ 개의 컨텍스트가 모델 템플릿내 화소비트의 조합으로 만들어 진다. 이러한 컨텍스트를 사용하는것은 부호화를 수행할 수 없을 정도의 엄청난 계산이 요구되기때문에 단일 정수 컨텍스트값 대신에 그림 5의 모델 템플릿의 수평방향 화소값차(Horizontal Pixel Difference, HPD) 및 수직방향 화소값차(Vertical Pixel Difference, VPD)의 적절한 범위쌍에 의해서 분할된 컨텍스트 영역을 제안한다(식 (8)-(9)).

이를 위한 컨텍스트 영역의 수평/수직 분할 및 분할을 위한 매개변수를 식 (10)-(11)에서 보여준다.

$$HPD_{IP(i,j)} = P(i, j-1) - P(i, j-2) \quad (8)$$

$$VPD_{IP(i,j)} = P(i-1, j) - P(i-2, j) \quad (9)$$

$\pm(\delta_0 \delta_1 \delta_2 \dots \delta_N)$ : 수평분할 매개변수

$\pm(\theta_0 \theta_1 \theta_2 \dots \theta_M)$ : 수직분할 매개변수

$(\tau_0 \tau_1 \tau_2 \dots \tau_{N-1})$ : 수평간격 매개변수

$(\pi_0 \pi_1 \pi_2 \dots \pi_{M-1})$ : 수직간격 매개변수

$$\begin{aligned} \text{수평분할: } \delta_0 = 0, \pm(\delta_{n+1} - \delta_n) = \tau_n, \\ n = 0, 1, 2, 3, \dots, N-1 \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \text{수직분할: } \theta_0 = 0, \pm(\theta_{m+1} - \theta_m) = \pi_m, \\ m = 0, 1, 2, 3, \dots, M-1 \end{aligned} \quad (11)$$

수평 및 수직분할 간격을 좁혀서 더욱 많은 컨텍스트 영역을 만드는 것은 어느 정도까지 압축 효과를 향상시킬 수 있으나, 컨텍스트 영역의 수가 증가할수록 그만큼 압축 데이터의 통계치도 증가하여 부가적인 정보가 압축된 데이터에 포함되는 까닭에 압축 효과의 향상에는 제한이 있다. 이러한 이유로 본 논문에서는 수평 및 수직 간격(step size) 매개변수  $\tau$ 와  $\pi$ 의 적절한 선택을 위해 의료영상 샘플을 사용하여 최적인 컨텍스트 영역수에 근사하는 실험을 하였다. 간격 매개변수값을 조정해 나가면서 HPD/VPD가 빈번히 발생하는 영역에 대해서는 간격 매개변수를 작게 할당하여 분할을 세분화하고, HPD/VPD가 자주 발생되지않은 영역에 대해서는 간격 매개변수를 크게 두어 컨텍스트 영역을 제한시킨다. 실험을 통하여 수평

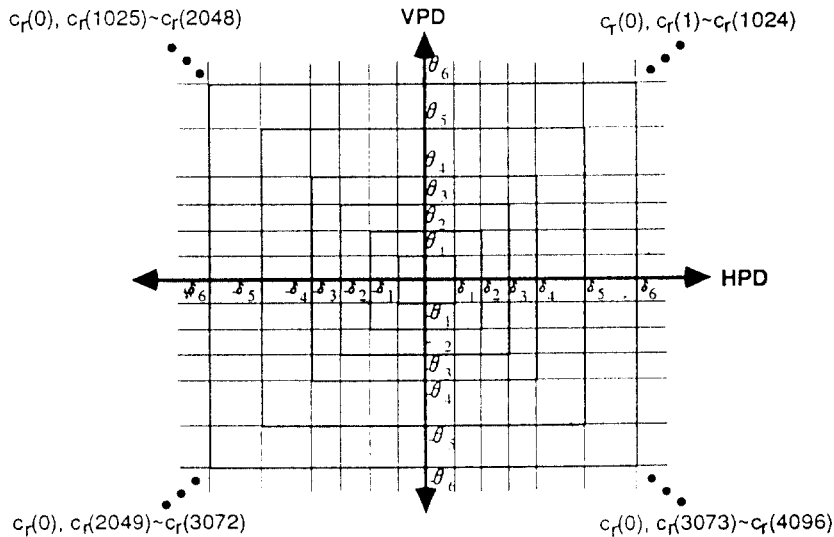


그림 6. 컨텍스트 영역 좌표  
Fig. 6 The context regions.

간격 매개변수  $\tau$ 는  $\tau_0$ 에서  $\tau_3$ 은 2,  $\tau_4$ 에서  $\tau_9$ 까지 4,  $\tau_{10}$ 에서  $\tau_{21}$ 까지 8,  $\tau_{22}$ 에서  $\tau_{29}$ 까지 32 및  $\tau_{30}$ 에서  $\tau_{31}$ 까지는 64로 정한다. 또한 수직 간격 매개변수  $\pi_m(m=0, 1, 2, \dots, 31)$ 는  $\tau_n(n=0, 1, 2, \dots, 31)$ 값과 동일하게 동일된다. 식 (10)-(11)에서 N과 M은 32로 정한다. 그림 6은 선택된 간격 매개변수  $\pi_m, \tau_n$ 를 식 (10)-(11)에 적용하여 분할된 컨텍스트 영역을 HPD, VPD 좌표로 표시한 것이다. 그림 6에서 보는 바와같이 수평 및 수직영역 분할은 컨텍스트의 양과 음의 두 영역 모두가 포함되므로 모델 템플릿에서 사용된 전체 컨텍스트 영역의 수는  $64(\text{수평분할 갯수}) \times 64(\text{수직분할 갯수}) + 1(\pm \delta_0=0, \pm \theta_0=0)$ 에 의해 4097개이다. 부호기에 적용되는 실제적인 컨텍스트 영역은 영역 r-색인 s를 사용하여  $c_r(s)(s=0, 1, 2, \dots, 4096)$ 로 표시한다. 컨텍스트 영역  $c_r(s)$ 와 상응되는 예측값은 부호기로 넘어가고, 동시에 MPPVS를 추정하기 위해 누적확률추정기(CPE)로 넘어간다.

### 3-2-2. 누적확률추정기를 사용한 MPPVS 추정

이진영상에 적용되는 이진적응산술부호기를 사용하여 다중비트공간의 의료영상을 부호화하게 되면 2장에서 기술한 MPS와 LPS의 의미는 압축효율을 감소시킨다. 이러한 단점을 해결하기 위해 그림 2의 누적확률추정기(Cumulative Probability Estimator, CPE)를 제안한다. 누적확률추정기는 발생 빈도수가 높은 예측값집합(More Probable Predicted Value Set, MPPVS)과 발생 빈도수가 낮은 예측값집합(Less Probable Predicted Value Set, LPPVS)의 발생 통계치를 추정한다. MPPVS는 한개의 MPS의 의미가 아니라 적당한 MPS의 의미들의 집합으로서 정의하며, LPPVS도 동일한 방식으로 정의한다. 주어진 특정한 컨텍스트 영역  $c_r(s)(s=0, 1, 2, \dots, k, \dots, 4096)$ 하에서 부호화되는 예측값에 대한 예측 적중률(hit ratio)이 부호화 효율에 커다란 영향을 주기때문에 MPPVS를 정확히 추정하면 고압축을 얻을 수 있다.

MPPVS와 LPPVS를 구하기 위해 필요한 집합을 먼저 정의한다.  $p = \{p_1, p_2, p_3, \dots, p_j, \dots, p_J\}$ 는 적용 예후기로 구한 예측값 집합을 표시한다. 여기서 J는 전체 예측값수를 나타낸다.  $s = \{r_1, r_2, r_3, \dots, r_i, \dots, r_I\}$ 는 영상을 수평방향으로 고정된 크기로 나누어 만들어진 영상블록 집합을 표시한다. 여기서 I는 영상 블

록수를 지시한다.  $r_i = u_1, u_2, u_3, \dots, u_n$ 은 영상을 왼쪽에서 오른쪽으로, 위에서 아래로 주사해서 얻은 i번째 영상블록의 화소열을 표시한다. 여기서 n은 i번째 영상블록의 전체 화소수를 지시한다.

누적확률추정기에서 MPPVS와 LPPVS의 통계치를 얻기 위해 제안된 방법은 특정 컨텍스트 영역하에서의 예측값들의 상대적 빈도수를 측정하는 것이다. i번째 영상블록에서 컨텍스트 영역 r-색인이 k인  $c_r(k)$ 와 j번째 예측값  $p_j$ 의 발생 횟수를 빈도계수  $FREQ_r(p_j, c_r(k))$ 로 표시한다면  $i(=1, 2, 3, \dots, I), j(=1, 2, 3, 4, \dots, J)$  및  $k(=0, 1, 2, 3, \dots, 4096)$ 에 대해 빈도계수  $FREQ_r(p_j, c_r(k))$ 는 제안된 적용 기술로 쉽게 구할 수 있다. 먼저  $FREQ_r(p_j, c_r(k))$ 로 표시한 가빈도계수가 영역블록 단위로 어느정도 영상순열에 이르렀을때 적용된다고 가정한다. 이러한 가빈도계수는 영상 통계치에 대해 미리 알려진 지식을 근거로 임의의 값으로 초기화된다. 전형적으로 모든 가빈도계수를 1로 초기화한다. 이것은 4097개의 컨텍스트영역하에서 예측값이 동등하게 발생할 수 있다는 것을 가정하기 때문이다. 또한, MPPVS는 0에 가까운 임의의 예측값들로 초기화된다. 이는 인접화소간의 높은 상관관계를 고려하여 0에 근접한 예측값들의 분포가 정점을 이룬다고 가정하기 때문이다. MPPVS를 제외한 모든 예측값들은 LPPVS로 초기화 한다. 이러한 초기값들을 사용하여 첫번째 영상블록 i의 첫번째 예측값을 부호화한후, 첫번째 예측값과 이의 컨텍스트 영역에 상응하는 가빈도계수를 하나 증가시킨다. 같은 방식으로 i번째 영상블록 전체에 걸쳐 전체 컨텍스트영역하에서의 예측값들의 가빈도계수를 모두 구한다. 가빈도계수가 모두 구한지면, 각 예측값에대한 누적조건확률(Cumulative Conditional Probability, CCP)를 모두 구한다. 식 (12)는 이중 i번째 영상블록내 컨텍스트 영역-색인이 k인  $c_r(k)$ 하에서의 j번째 예측값  $p_j$ 의 누적조건확률을 보여준다.

$$P_r(p_j | c_r(k)) = \frac{FREQ_r(p_j, c_r(k))}{\sum_{j=1}^J FREQ_r(p_j, c_r(k))} \quad (12)$$

다음 절차로 누적조건확률로부터 식 (13)과 같은 평균누적조건확률  $\omega$ 를 구한다.  $\omega$ 는 영상블록  $r_i(=u_1, u_2, u_3, \dots, u_n)$ 내  $c_r(s)(s=0, 1, 2, \dots, 4096)$ 하에서 현재



까지 발생된  $J'$ 개( $J' \leq J$ ) 예측값들의 모든  $\omega$ 는 영상블럭  $r_i (= u_1, u_2, u_3, \dots, u_n)$ 내  $c_r(s)$ ( $s=0, 1, 2, \dots, 4096$ )하에서 현재까지 발생된  $J'$ 개( $J' \leq J$ ) 예측값들의 모든 누적조건확률의 평균값을 의미한다. 부호화되는 예측값이 MPPVS에 속하는지의 여부를 판단하는 기준을 식 (14)와 같이 제안한다. 본 식의 기본 아이디어는 예측값의 누적조건확률이  $\omega$ 보다 월등히 큰 예측값 1 ( $p_j, c_r(s)$ )가 발생하면 이를 MPPVS 원소로 정하는 것이다. 반대로 예측값의 누적조건확률이  $\omega$ 보다 적다면 LPPVS 원소로 한다.

$$\text{평균누적조건확률} : \omega = \frac{\sum_{j=1}^J P_{r_i}(p_j | c_r(k))}{J'_c(k)} \quad (13)$$

$$I(p_j, c_r(s)) \in \begin{cases} \text{MPPVS if } |\omega - P_{r_i} \sim (p_j | c_r(k))| \geq \omega \\ \text{LPPVS if } |\omega - P_{r_i} \sim (p_j | c_r(k))| < \omega \end{cases} \quad (14)$$

MPPVS 원소수를 결정하는데 있어서의 문제점은 각 고정된 영상블럭의 특성에 따라 MPPVS 원소수가 블록마다 동일하지 않을 수 있다. 따라서 특정 영상블럭에서 원소가 하나도 없거나 지나치게 많은 원소를 가질 수 있다. 특히, MPPVS 원소수의 증가는 어느 정도까지 압축 효율을 좋게 하지만 MPPVS 원소수가 증가하면 그에 따른 MPPVS의 통계치 유지가 복잡해지며, 이러한 통계치 유지를 위해 여분의 정보가 압축된 데이터에 포함되기 때문에 부호화 효율이 오히려 나빠질 수 있다. 그러므로 본 부분에서는 영상 전체에 걸쳐 MPPVS의 최적 상한 원소수를 지시하는 매개변수  $\xi$ 를 제안한다. 제안된 매개변수  $\xi$ 는 각각 3, 5, 7, 9 및 11이며, 이는 샘플용 CT 영상집합에 각기 다른  $\xi$ 를 적용시 나타나는 부호화 효율의 실험을 거쳐서 결정한 값이다. 4장의 실험 결과에서는  $\xi$ 의 함수로서  $\xi$  규정의 합당성을 부호화 효율로 보여준다.

고정된 영상블럭당 최적의 MPPVS를 획득하기 위해 제안된 MPPVS 갱신 알고리즘은 영상의 전역적인 변화 뿐만 아니라 국부적인 화소 인텐시티 변화를 강조하고 있다. 갱신 알고리즘을 구현하기에 앞서 먼저 필요한 집합 및 변수들을 정의한다.  $\Omega = \{\Omega_1, \Omega_2, \Omega_3, \dots, \Omega_r, \dots, \Omega_L\}$ 는 영역블럭 집합을 표시한다. 여기서  $L$ 은 영상블럭수를 나타낸다.  $\phi_n(\Omega_r)$ ( $n=0$  또는  $n=1, 2, \dots, N$ )는  $\Omega_r$ 내  $n$ 번째 위치에 있는 MPPVS를 나타내는 변수이다. 여기서  $N(0 \leq N \leq 11)$ 은 MPPVS 원소수를 나타낸다.  $\alpha_m(\Omega_r)$ ( $m=N, N+1, N+2, \dots, M$ )는  $\Omega_r$ 내  $m$ 번째 위치에 있는 LPPVS를 나타내는 변수이다. 여기서  $M(\geq N)$ 은 LPPVS 원소수를 나타낸다.  $p_n(\Omega_r)$ ( $n=0$  또는  $n=1, 2, \dots, N$ )는  $\phi_n(\Omega_r)$ ( $n=0$  또는  $n=1, 2, 3, \dots, N$ )의 각 MPPV에 대한 누적조건확률을 나타낸다.  $p_{n|\Omega_r}$ 는  $\Omega_r$ 에서의  $n$ 번째 원소의 누적조건확률을 표시한다.  $\sigma_k(\Omega_{r+1})$ ( $k=1, 2, 3, \dots, K$ )는  $r+1$ 번째 영상블럭  $\Omega_{r+1}$ 내 특정 컨텍스트 영역하에서 현재의 예측값을 표시한다. 여기서,  $K$ 는 발생한 전체 예측값수를 나타낸다.  $p_k(\Omega_{r+1})$ ( $k=1, 2, 3, \dots, K$ )는  $\sigma_k(\Omega_{r+1})$ ( $k=1, 2, 3, \dots, K$ )의 각 원소에 대응한 누적조건확률을 나타낸다.  $p'_{n|\Omega_{r+1}}$ 는  $\Omega_{r+1}$ 에서의  $n$ 번째 원소의 누적조건확률을 표시한다.

MPPVS 갱신 알고리즘은 다음과 같이 6단계로 진행된다.

MPPVS 갱신 알고리즘은 다음과 같이 6단계로 진행된다.

- $r=0;$
- Step 1:  $r=r+1;$   
Choose  $\phi(\Omega_r)$  for  $i=1, 2, 3, 4, \dots, N$  at  $\Omega_r;$   
Arrange  $\phi(\Omega_r)$  so that  $p_1(\Omega_r) \geq p_2(\Omega_r) \geq p_3(\Omega_r) \geq \dots \geq p_N(\Omega_r);$
- Step 2: Choose  $\sigma_j(\Omega_{r+1})$  for  $j=1, 2, 3, 4, \dots, M;$   
Arrange  $\sigma_j(\Omega_{r+1})$  so that  $p_1'(\Omega_{r+1}) \geq p_2'(\Omega_{r+1}) \geq p_3'(\Omega_{r+1}) \geq \dots \geq p_M'(\Omega_{r+1})$   
according to equation (12).
- Step 3: Determines whether current predicted values with estimated cumulative conditional probability may all belongs to MPPVS.  
IF  $\sigma_j(\Omega_{r+1}) \in \phi(\Omega_r)$  for  $j=1, 2, 3, 4, \dots, N$  THEN  
 $\phi(\Omega_{r+1}) = \phi(\Omega_r)$  and  $p_j(\Omega_{r+1}) = p_j(\Omega_r)$  for  $j=1, 2, 3, 4, \dots, N;$   
Return to Step 1.  
ELSE  
Go to Step 4.
- Step 4: Update the estimated cumulative conditional probability of current predicted values  
IF  $M=N$  OR  $M>N$  for  $j=1, 2, 3, \dots, M$  and  $i=1, 2, 3, \dots, N$  THEN  
 $p'_{j|\Omega_{r+1}} = p'_{j|\Omega_r} + p_{j|\Omega_r}$  for  $j=1, 2, \dots, M;$   
ELSE  
 $p'_{i|\Omega_{r+1}} = p'_{i|\Omega_r} + p'_{i|\Omega_{r+1}}$  for  $i=1, 2, \dots, N;$

Step 5: Renormalizes cumulative conditional probability.

$$\sum_{j=1}^M p'_{j|a_{r+1}} = 1.$$

Step 6: Newly update the MPPVS.

Choose the MPPVS and LPPVS candidates using by equations(13)-(14).

Select the MPPVS and LPPVS using parameter  $\xi$ , which indicates optical # of elements in the MPPVS.

Return to Step 1.

MPPVS갱신 알고리즘은 각 고정된 영역블럭이 끝날 때마다 한번만 적용한다. 단계 3의 “조건적 IF문”에서 조건이 참이라면 MPPV와 LPPV는 다음 영상블럭을 부호화할 동안 변하지 않는다. 이는 현재 추정된 MPPV가 이전의 MPPVS의 원소에 속하기 때문이다. 이때에는 MPPVS를 갱신할 필요가 없이 이전의 MPPVS가 그대로 상속되어 다음 영역블럭에 사용된다. 그렇지 않고 만약, 조건문이 거짓이라면, 단계 4로 넘어가고, 여기서 새로운 MPPVS집합을 추정하기 위해 현재 추정된 MPPV들의 누적조건확률이 이전의 MPPVS원소들의 누적조건확률에 순차적으로 더해진다. 단계 4를 통해서 가장 빈번하게 발생한 예측값만이 항상 MPPV 누적조건확률값을 상속받기 때문에 MPPVS는 국부적인 화소 인텐시티 변화를 효과적으로 반영한다. 갱신된 MPPVS와 LPPVS는 다음 영상 화소를 부호화하기 위해 사용되며, 다시 알고리즘은 다음 영상블럭 내에서 MPPVS와 LPPVS를 갱신하거나 그대로 유지한다. 이런 방식으로 부호화 종료시까지 이진적응산술부호기는 MPPVS와 LPPVS를 항상 적응적으로 유지한다. MPPVS원소수가 0임을 방지하기 위해 MPPVS 집합의 원소수는 최소한 3개이상임을 가정한다.

특정한 컨텍스트 영역하에서 각 예측값들을 부호화하기 위해 사용되는 통계치들은 현단계까지 이미 부호화를 끝낸 영상순열 부분으로부터 추정되므로 복호기는 현단계까지 복호화된 예측값만을 사용하여 부호기에서와 동일한 MPPVS와 LPPVS를 생성해낼 수 있다. 따라서 앞서 설명된 제안된 적응기술은 통계치 정보 추출에 필요한 어떠한 여분의 정보도 압축된 데이터에 포함시킬 필요가 없음을 보장할 수 있다. 예측값이 계속적으로 부호화되면  $i(=1, 2, 3, \dots, I)$ ,  $j(=1, 2, 3, \dots, J)$  및  $k(=1, 2, \dots, 4096)$ 에 대한 가변

도계수  $FREQ'_{ri}(p_j, c_r(k))$ 는 빈도계수  $FREQ_{ri}(p_j, c_r(k))$ 에 근접한다.

부호기가 전체 영상내 각 영역블럭의 초기 영상열 부분을 부호화하고 동시에 통계적인 특성에 적응할 동안, 제안된 부호기 모델에서의 불확실성은 효과적이지 못할 수도 있고, 이에따라 압축효과를 감소시킬 수 있다. 이러한 효과는 부호기의 복잡성이 높은 경우, 특히, 컨텍스트 영역의 수가 너무 많을때 심각하다. 따라서 적절한 컨텍스트 영역수를 결정하는 것이 무엇보다도 중요하며, 3-2-1절에서 제안된 컨텍스트 영역을 결정 방법은 효과적임을 4장의 실험결과에서 보여준다.

### 3-2-3. 전형예측

3-1절에 기술된 적용예측외에 제안된 예측방법이 전형예측(Typical Prediction)이다. 전형예측은 동일한 예측값이 임의의 영상 영역에서 연속적으로 나타나고 있는지에 따라 영상영역을 예측하는 방법이다. 전형예측은 약간의 부호화 효율을 얻을 수 있지만 본래의 목적은 부호화 속도를 향상시키는것이다. 부호화 효율의 향상만이 목적이라면 전형예측을 하지 않고 바로 다음단계로 넘어가도 무방하다. 본 논문에서 현재의 부호화 라인이 전형적으로 예측되었는지 그렇지 않은지를 결정하는 변수  $LTP_i$ 는 식 (15)와 같이 정의된다.

$$LTP_i = !(TP_i \oplus TP_{i-1}) \tag{15}$$

여기서  $\oplus$ 는 Exclusive-OR 연산자이고,  $TP_i$ 는 현재라인상의 변수이다.  $TP_{i-1}$ 는 현재라인의 바로윗라인을 나타내는 참조라인상의 변수이다.

전형예측은 라인단위로 동일한 예측값을 같은 영상영역을 탐색한다. 현재라인이 참조라인과같다면,  $TP_i$ 는 0가 되고  $i$ 번째 라인은 전형적으로 예측된다. 이러한 경우 어떠한 부호화 절차도 필요하지 않다. 그러나 현재라인이 참조라인과 같지 않다면,  $TP_i$ 는 1이 되고  $i$ 번째 라인은 전형적으로 비예측된다. 이 경우 현재라인은 엔트로피 부호기로 넘어간다.  $LTP_i$ 는  $TP_i$ 가  $TP_{i-1}$ 과 같을때에만 1이된다. 첫라인위의 가상라인은 배경색조로 가정하여  $TP_{i-1}$ 는 1이다.

전형예측이 이루어졌는지 복호기가 판단하기 위해

LTP는 영상 화소를 부호화되기전에 먼저 부호화되어야 한다. 이를 위해서 그림 7과 같이 제안된 특정 패턴을 갖는 컨텍스트하에서 LTP를 부호화한다. 실제 컨텍스트값은  $16(\text{화소수}) \times 255(\text{배경색조} = 0 \times ff)$  즉, 4080이다. 복호기는 LTP로부터 TP를 복구하여 만약 TP가 0라면 참조라인이 현재의 부호화라인으로 대치된다. 전형예측의 잇점은 라인단위로 화소들이 주기적인 천이가 있는 영상영역을 빈번하게 검지할 수 있다는점이다.

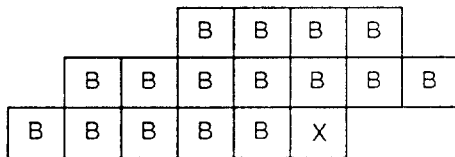


그림 7. LTP 부호화에 적용되는 컨텍스트 B는 배경색조로서  $0 \times ff$ 를 나타낸다.

Fig. 7 The context to code LTP. B denotes  $0 \times ff$  as background color.

### 3-3. 엔트로피 부호기

#### 3-3-1. 이진적응산술부호기

적응예측 블럭단과 통계치 결정블럭단을 통해서 예측값 및 상응 컨텍스트하에서의 MPPVS집합과 LPPVS 집합이 구해지면 엔트로피 부호화를 개시한다. 이진적응산술부호기는 기본적으로 이진영상의 무손실 압축 방법[18]을 정의하지만 본 논문에서는 이진적응산술부호기를 그레이스케일 의료영상에 직접적으로 적용하는 방법을 제안한다. 먼저 그레이스케일 영상화소들은 단위구간에서의 부호구간 부분할이 진행되기 전에 적응 예측기를 통해서 예측값 순열로 바뀐다. 그다음에 기존의 이진적응산술부호기의 이진심플에 대한 특정 컨텍스트하에서의 한개의 "MPS-판단" 또는 "LPS-판단"에 따른 부호구간 부분할은 각 예측값 순열에 대한 특정 컨텍스트 영역하에서의 "MPPVS-판단" 또는 "LPPVS-판단"에 따른 부호구간 부분할로 대치된다. 단위 부호구간 부분할에 필요한 추정 정보는 확률구간추정상태기로부터 제공된다. 그러나 그레이스케일 영상에 확률구간추정상태기를 바로 적용하지는 못한다. 왜냐하면 기존의 확률구간추정상태

기는 이진영상의 확률 부호구간 부분할에 대해 추정된 정보이므로 양자택일 개념이 적용된 "이진판단"에 따라 단위 부호구간내 두개의 확률 부호구간만을 표시할 수 있기 때문이다. 즉, 이진영상에 대해서 확률구간 추정상태기는 MPS 또는 LPS를 식별하기 위해 한구간을 이분하는것만으로도 충분하지만 그레이스케일 영상으로 확장되면 확률구간추정상태기는 "MPPVS-판단" 또는 "LPPVS-판단"에 따른 MPPVS 원소와 LPPVS 원소를 모두 식별할 수 있는 새로운 부호구간 부분할 메카니즘을 필요로 한다.

이를 위해 제안된 메카니즘은 개별적인 컨텍스트 영역하에서 MPPVS원소들의 식별을 위해 먼저 부호구간을 두개의 부호구간으로 재귀적으로 나누어가는 무균형 이진트리(unbalanced binary tree)를 기반으로 한다. 그 다음에 이진트리의 루트노드로부터 MPPVS 원소위치식별자(Element Position Identifier, EPI)가 트리의 왼쪽자식노드들에 MPPVS원소들에 대한 현재까지 구해진 누적조건확률  $P \sim (n) (n = 1, 2, 3, \dots, N)$ 이 감소되는 순서로 원소들을 배열한다(그림 8-(a)). 여기서 LPPVS 원소들을 식별하기 위한 부호구간 부분할은 트리에서 제외한다. 다시말해서 LPPVS에 대한 부호구간 부분할은 그림 8-(a)에서처럼 LPPVS 자체만을 식별하기 위함이고, 개별적인 LPPVS 원소들은 바로 허프만 부호화한다. 이러한 합당한 이유는 LPPVS 원소수가 MPPVS의 그것에 비해서 상대적으로 많기때문에 모든 원소를 식별하는데 따른 부호구간 부분할시 복잡성과 부가정보가 매우 커지므로 오히려 압축효과를 떨어뜨리기 때문이다. 그림 8-(a)에서 루트노드의 왼쪽노드와 및 오른쪽노드는 각각 MPPVS와 LPPVS를 표시한다. 루트의 오른쪽 자식노드는 더이상 분할되지 않고 LPPV들의 집합을 표시한다. 따라서 루트의 왼쪽노드들을 대상으로 첫번째 레벨이후 N-1 레벨까지 루트의 왼쪽 자식노드들은 MPPVS의 부분집합을 나타내고 오른쪽 자식노드들은 부모 노드에 할당된 MPPVS 상위집합중에서 가장 낮은 누적조건확률을 가지는 한개의 MPPV에 대응된다. 마지막단에서 두 노드는 더이상 분할되지 않는 두개의 MPPV에 대응된다.

부호화시 원소위치식별자를 사용한 무균형 이진트리의 실제적인 단위 부호구간 부분할은 그림 8-(b)와 같다. 이진트리에 기반을 둔 확률구간추정상태기로 MPPVS

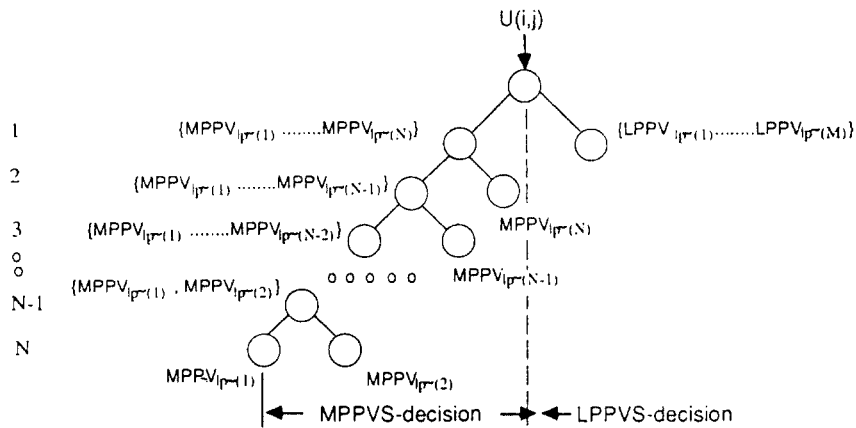


그림 8-(a). MPPV원소를 부호화하기 위한 무균형 이진트리  $\{MPPV_{|P-(1)}, MPPV_{|P-(2)}, \dots, MPPV_{|P-(N)}\}$ 는  $MPPV_{|P-(1)} > MPPV_{|P-(2)} > \dots > MPPV_{|P-(N)}$ 인 순서쌍이다. 여기서  $N$ 과  $M$ 은 각각 MPPVS와 LPPV의 원소수를 나타낸다.

Fig. 8-(a) The unbalanced binary tree for encoding the MPPVS.  $\{MPPV_{|P-(1)}, MPPV_{|P-(2)}, \dots, MPPV_{|P-(N)}\}$ , where  $N$  denotes total number of element in the MPPVS is ordered pairs so that  $MPPV_{|P-(1)} > MPPV_{|P-(2)} > \dots > MPPV_{|P-(N)}$ . Here,  $M$  is denotes total number of element in the LPPVS.

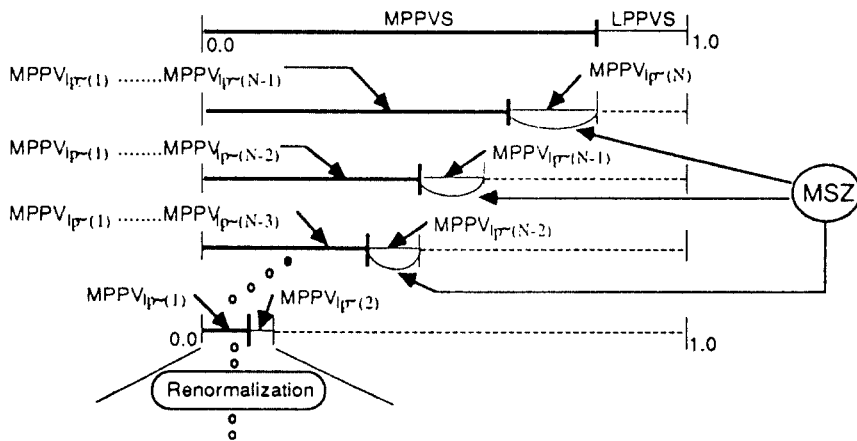


그림 8-(b). 다중의 확률 부호구간 부분할

Fig. 8-(b) Multiple probability interval sub-division.

내에서 예측값  $U(i, j)$ 을 식별하는일은 여러번에 걸친 부호구간 부분할을 통해서 할 수 있다. 이것은 예측값  $U(i, j)$ 가 트리상의 오른쪽노드 또는 마지막단인 레벨  $N$ 의 왼쪽노드와 같을때에만 부호구간 부분할이 종료되기 때문이다. 부호구간상에서 확률구간추정상태기에 의해 실제로 부분할되는 점은  $MSZ(MPPV\ SiZe\ on\ MPPVS\ Interval)$ 에 따라 결정된다.  $MSZ$ 는 식 (1)의  $LSZ$  정의와 유사하며, 그림 8-(b)에서  $MPPVS$ 를 표시하는 부호구간내에서의  $MPPV$  구간크기를 나타낸다. 분할된 부호구간이 규정된 하한치(십진수 0.75) 이하로 떨어지면 정규화 과정을 통해 항상 적절한 범위에 있도록 부호구간을 조정한다.

제안된 방법을 사용한 산술부호화 과정을 정리하면 예측값  $U(i, j)$ 에 상응하는 컨텍스트 영역하에서  $U(i, j)$ 가  $MPPVS$  또는  $LPPVS$ 에 속하는지 결정한다. 그다음에  $U(i, j)$ 가  $LPPVS$ 에 속한다면 "LPPVS-판단"에 따른 부호구간이 확률구간추정상태기로 부분할되고,  $U(i, j)$ 는 허프만 부호화한다. 그렇지않고  $MPPVS$ 에 속한다면  $MPPVS$ 내  $U(i, j)$ 의 위치가 그림 8-(b)와 같은 다중의 확률 부호구간 부분할을 사용해서 식별된다. 구간 부분할이 발생할때마다 각 구간집과 가져사이의 이진분수가 이진적용산술부호기로 부호화한다.

$MPPV$ 들을 부호화하기 위한 기존의 이진적용산술부호기 알고리즘은 다음과 같이 수정된다.

T: #. of pixels within an image block

N: #. of context regions

M: #. of elements in the MPPVS

Step 1. Initializes the interval register A, code register C, and a counter CT.

$$A^{(0)} = 10000, C^{(0)} = 0, CT^{(0)} = 11 \text{ for } i=1, 2, 3, \dots, N$$

Step 2. The value of  $MPPV_{C(s)}^{(0)}$  for  $i=1, 2, 3, \dots, N$  is selected to by the equation(13)-(14).

Step 3. For  $S=0, 1, 2, \dots, M$ , and  $i=1, 2, 3, \dots, N$ , array of  $LPSZ_{ST[C(s)]}^{(0)}$  is assigned by  $ST[c(s)]$  in PESH to capture initial probability estimate for MSZ associated with that particular context region-index  $c(s)$ .

Step 4. Repeats from Step 5 to Step 6 for  $i=1, 2, 3, \dots, T$

Step 5. Read current pixel PIX and then obtains the predicted value V in specific context region-index  $c(s)$ .

$$V = U_{C(s)}(PIX), k = N;$$

Step 6. Repeats Step 7 while  $k > 0$ .

Step 7. Update the interval register, and coding register and determines next value for array of LPSZ.

IF  $V = MPPV_{C(s)}^{(k)}$  THEN

$$A^{(k)} = A^{(k)} - MSZ_{ST[C(s)]}^{(k)}, C^{(k)} = C^{(k)} + A^{(k)},$$

$$A^{(k)} = MSZ_{ST[C(s)]}^{(k)};$$

Update  $MSZ_{ST[C(s)]}^{(k)}$  depending on "Less probable value-decision" in "MPPV-decision" in PESH

GOTO Step 8;

ELSE:

$$A^{(k)} = A^{(k)} - LPSZ_{ST[C(s)]}^{(k)};$$

Update  $LPSZ_{ST[C(s)]}^{(k)}$  depending on "MPPV-decision" in PESH

$$k = k - 1;$$

Step 8. Renormalizes  $A^{(k)}$  and  $C^{(k)}$  until  $A^{(k)}$  is no longer less than  $0 \times 8000$ .

$$A^{(k)} = A^{(k)} \ll 1, C^{(k)} = C^{(k)} \ll 1;$$

Step 9. The number of shifts is counted in the  $CT^{(k)}$ , and when  $CT^{(k)}$  is counted down to zero, a byte of compressed data is outputted from  $CT^{(k)}$ .

$$CT^{(k)} = CT^{(k)} - 1;$$

IF  $CT^{(k)} = 0$  THEN

Output  $C^{(k)}$  and  $C^{(k)} = 8;$

단계 1에서 계수기 CT는 한바이트가 부호 레지스터 C로 부터 출력될 시점을 지시한다. 단계 7은 그림 8-(a)의 트리를 구현한 것이다. 트리의 루트로부터 시작하여 예측값 V는 트리를 아래로 탐색하여 두개의 자식노드들과 비교한다. 레벨 단위로 트리를 탐색할때마다  $MPPV$  부호구간을 표시하는 구간 레지스터 A는  $MSZ$  값 만큼씩 줄어들며, 동시에 확률구간추정상태기내 "MPPVS-판단"에 따라 추정된 다음 상태로  $MSZ$ 를 갱신한다. 갱신된  $MSZ$ 값은 이전의 값보다는 항상 작은값을 갖는다. 트리 탐색은 V가 임의의 자식노드값과 동일한 지점에서 끝나며, 부호기는 이때까지의 구간 레지스터 A값을 부호 레지스터 C에 더하고, 현재까지 감소된 부호구간을 다음 예측값을 위한 새로운 부호구간으로 대체한다. 단계 8에서 필요하다면 부호구간들은 한번에 한비트씩의 비트이동 연산을 통해 정규화한다. 이때에도 확률구간추정상태기는 정규화 후의 부호구간들에 대한 다음  $MSZ$  상태를 부여한다. 단

계 9에서 정규화가 진행될때 계수기 CT는 1씩 감소된다. CT가 0로 감소되었을때, 압축된 산술 부호화열 (C<sub>A</sub>)이 부호 레지스터 C로부터 출력되며, CT는 다시 8로 셋트된다. 각 컨텍스트 영역과 연관된 임의의 상태에서의 MPPVS의 의미, 확률구간추정상태기에 의해 추정된 다음 부구간 및 예측값의 통계치들은 부호화중에 적응적으로 진척 및 유지된다.

### 3-3-2. 허프만 부호기

주어진 컨텍스트 영역하에서 예측값 U(i, j)가 LPPVS에 속할때, 허프만 부호기로 부호화 용장성을 제거한다[11], [20]. 본 논문에서 사용된 허프만 부호기는 부호화중에 부호어 재할당(re-assignment)에 기반을 둔다. 허프만 부호어들은 샘플용 척추 CT 영상집합으로부터 예측값의 통계적 발생 빈도수에 따라 결정된다. 부호화중에 허프만 부호어는 LPPVS 원소수가 변할때마다 부호화 효율을 높이기 위해 동적으로 재할당한다. 즉, 임의의 영상블럭내 이전에 LPPVS의 원소였던 예측값이 부호화중 MPPVS에 속한다면 새롭게 갱신된 LPPVS에 대한 허프만 부호어 재할당은 LPPVS내 각 원소의 발생 빈도수가 낮아질수록 부호어를 길게 할당하는 방식을 사용한다.

## IV. 실험결과 및 고찰

실험에 사용된 영상은 CT modality로 얻은 656×614 크기의 화소당 8비트로 양자화된 12장의 샘플 척추(spine) 슬라이스열이다. 그림 9는 그중 한 샘플 슬라이스(화일명 spine 13)를 보여준다. 컨텍스트 영역 r-색인 c(s)의 수는 4097개이며, 32라인으로 하나의

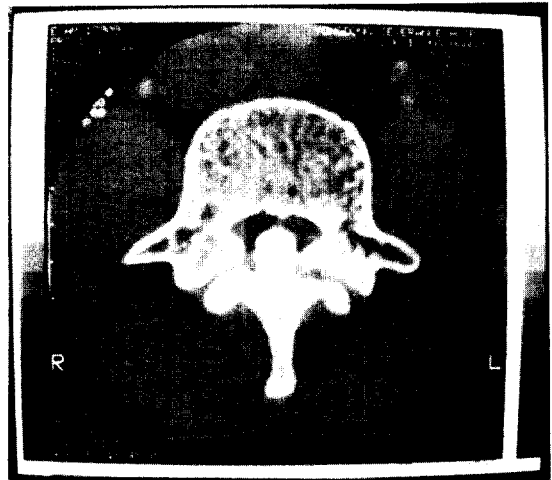


그림 9. 샘플 척추 영상  
Fig. 9 A sample spine image

영상블럭 r을 구성하도록 한다.

먼저, 예측을 위한 적절한 공간위상 선택 절차로 본 논문에서는 7개의 후보 공간위상을 적용규칙기반 예측기에 적용한 5개의 예측값(-2, -1, 0, 1, 2)의 발생 빈도수를 실험한다. 표 1은 그 결과를 나타내고, 실험 결과 10개의 이웃하는 화소를 가진 두번째 공간위상이 예측값 추정을 위해 적합함을 보여준다.

그림 10은 샘플용 CT 슬라이스 순열에 대해 4방향 화소차를 계산한 공간위상 2의 이차원 적용규칙기반 예측기를 사용한 예측값들의 분포를 보여준다. 예측값들은 0을 중심으로 피크를 이루는 대칭형태를 이룸을 볼 수있다.

새롭게 제안된 방법의 성능은 압축률(Compression

표 1. 7개의 공간위상에 대한 예측값 발생률(%)

Table 1. The occurrence(%) of the predicted values for each spatial phase.

Phase	#. of Pixels	Neighboring Pixels	Number of difference in four direction	Occurrence(%) of the predicted value set {-2, -1, 0, 1, 2}
1	8	1, 2, 3, 4, 5, 10, 11, 12	r <sub>a</sub> = 5, r <sub>b</sub> = 5, r <sub>c</sub> = 4, r <sub>d</sub> = 3	67.1
2	10	1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, 11, 12	r <sub>a</sub> = 7, r <sub>b</sub> = 6, r <sub>c</sub> = 5, r <sub>d</sub> = 4	71.1
3	10	1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11	r <sub>a</sub> = 7, r <sub>b</sub> = 5, r <sub>c</sub> = 5, r <sub>d</sub> = 3	67.8
4	12	1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12	r <sub>a</sub> = 9, r <sub>b</sub> = 7, r <sub>c</sub> = 6, r <sub>d</sub> = 5	68.1
5	5	1, 4, 5, 10, 11	r <sub>a</sub> = 2, r <sub>b</sub> = 3, r <sub>c</sub> = 2, r <sub>d</sub> = 1	66.6
6	7	1, 4, 5, 6, 9, 10, 11	r <sub>a</sub> = 4, r <sub>b</sub> = 4, r <sub>c</sub> = 3, r <sub>d</sub> = 2	68.0
7	9	1, 2, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11	r <sub>a</sub> = 6, r <sub>b</sub> = 5, r <sub>c</sub> = 4, r <sub>d</sub> = 3	67.2

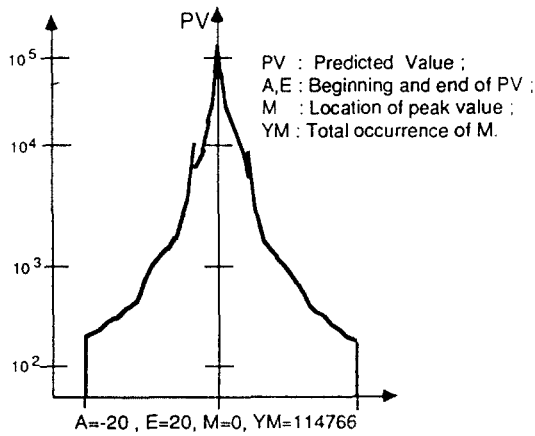


그림 10. 예측값 히스토그램  
 Fig. 10 Histogram of the predicted values.

Ratio, CR)과 엔트로피에 의해서 평가된다. CR은 식 (16)과 같이 정의된다.

$$CR = \frac{\text{Original image}}{\text{Compressed image}} \quad (16)$$

그림 11은 3개의 다른 컨텍스트와 본 논문에서 제안한 컨텍스트 영역을 부호기에 적용했을때의 압축률을 보여준다. 그림 11에서 3개의 이웃하는 화소들의 하위차수 4비트들의 조합에 의해 구성된 컨텍스트의 경우(표시:1) 그 컨텍스트의 수는 4096개이다. 현재의 부호화 화소 바로 왼쪽 화소를 컨텍스트로 사용한 경우(표시:2) 컨텍스트수는 256개이고, 바로 왼쪽의 두개 화소간의 차를 컨텍스트로 정한 경우(표시:3)는 511개의 컨텍스트를 갖는다. 압축 실험결과 세가지 유형의 컨텍스트하에서 부호화는 부호화 효율이 감소되었는데 이것은 모델 템플릿로부터 구해진 컨텍스트의 화소 예측 적중률이 낮았기때문이다. 반면에, 제안된 컨텍스트 영역(표시:4)하에서의 부호화는 좋은 모델 템플릿로부터 구해진 컨텍스트의 화소 예측 적중률을 높혀주어 부호화 효율이 개선됨을 볼 수있다. 본 방법의 평균 CR은 2.85였다. 어느 정도까지 컨텍스트 영역의 증가는 부호화 효율의 향상을 가져다줄것을 볼 수 있다.

그림 12는 3-2-2절에서 기술된것처럼 MPPVS 원소수 결정 매개변수  $\xi$ 가 3, 5, 6, 7 및 11로 바뀌에 따라

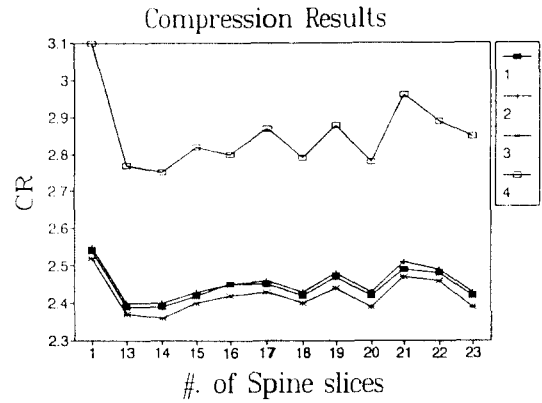


그림 11. 부호기의 압축률(CR)  
 Fig. 11 The CRs of the encoder.

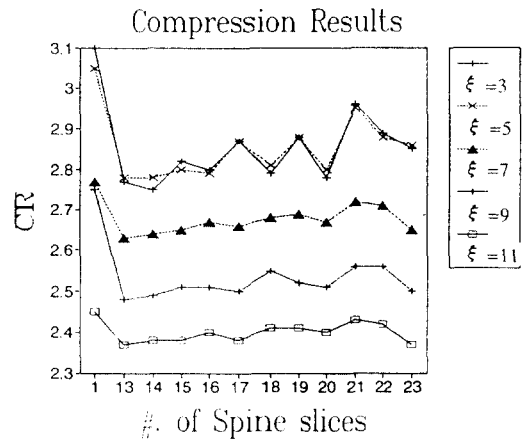


그림 12. 다른  $\xi$  적용시의 부호기의 압축률(CR)  
 Fig. 12 The CRs of the encoder depending on  $\xi$ .

압축률이 어떻게 변하는지를 보여준다. 실험 결과로 부호화 효율은 MPPVS의 원소수가 3 또는 5일때 가장 높음을 보여준다. 또한, MPPVS 원소수의 증가가 오히려 부호화 효율을 떨어뜨렸음을 알 수 있다.

표 2는 제안된 방법과 기존의 표준 무손실 압축 방법들과의 엔트로피 비교를 수록하였다. 12개의 척추 슬라이스 순열의 평균 엔트로피는 5.7bpp이다[11], [20]. 영상간에 엔트로피의 차이가 없는 이유는 본 영상이 척추부분을 아주 조금씩 이동하며 얻은 CT영상이므로 영상간 유사점이 많기때문이다. 엔트로피 이론으

표 2. 제안된 압축 방법과 다른 무손실 압축기법과의 엔트로피 비교

Table 2. The proposed method vs. other lossless coding schemes.

Coding scheme Image description	Entropy	Huffman Coding	Arithmetic <sup>2</sup> Coding	LZ Coding	DPCM			JPEG-Lossless Mode <sup>3</sup>	Pyramid Transform <sup>1</sup>			JBIG <sup>2</sup>		Proposed Method
					HC	AC	LZC		HC	AC	LZC	DLC	LLC	
Spine	5.7	5.7	5.0	4.1	3.7	3.5	3.8	4.2	4.0	3.7	3.9	4.2	3.8	2.6
Spine13	5.9	5.8	5.3	4.3	3.8	3.7	3.9	4.3	4.2	4.0	4.1	4.2	3.9	2.9
Spine14	5.8	5.7	5.2	4.3	3.8	3.7	4.0	4.3	4.3	4.0	4.1	4.2	3.9	2.9
Spine15	5.6	5.5	5.1	4.3	3.8	3.7	4.0	4.3	4.1	3.9	4.1	4.3	4.0	2.8
Spine16	5.6	5.5	5.0	4.2	3.7	3.6	3.9	4.2	4.3	3.8	4.0	4.2	3.9	2.9
Spine17	5.6	5.6	5.1	4.2	3.7	3.7	3.9	4.3	4.2	3.9	4.0	4.4	4.0	2.8
Spine18	5.8	5.7	5.2	4.3	3.8	3.7	3.9	4.3	4.2	4.0	4.1	4.2	3.9	2.9
Spine19	5.6	5.5	5.0	4.2	3.7	3.6	3.9	4.2	4.1	3.8	4.0	4.2	3.9	2.8
Spine20	5.7	5.6	5.1	4.3	3.8	3.7	3.9	4.3	4.4	3.9	4.3	4.2	3.9	2.9
Spine21	5.6	5.6	5.0	4.2	3.7	3.6	3.9	4.2	4.1	3.7	4.0	4.1	3.8	2.7
Spine22	5.8	5.7	5.2	4.2	3.7	3.6	3.9	4.2	4.2	3.8	4.0	4.2	3.9	2.8
Spine23	5.8	5.6	5.2	4.3	3.8	3.7	4.0	4.3	4.3	4.0	4.3	4.3	3.9	2.8
Average BPP	5.7	5.6	5.1	4.2	3.8	3.7	3.9	4.3	4.2	3.9	4.1	4.2	3.9	2.8

1 : NEMA Standard-1989.

2 : ISO/IEC Standard-1992.

HC : Huffman Coding.

AC : Arithmetic Coding.

LZC : Lempel-Ziv Coding.

DLC : Differential Layer Coder.

LLC : Lowest Layer Coder.

로 부터 실험에 쓰인 샘플 척추 슬라이스 순열은 약간 복잡한 특성을 가짐을 알 수 있다. 허프만 부호기를 사용한 경우 평균 비트율은 5.6이고[11], [20], 산술 부호기의 경우는 5.1이고[15], LZ 부호기의 경우는 4.2였다[13]. 원영상에서 DPCM 계수를 구한후[8], 계수를 허프만 부호기, 산술 부호기 및 LZ 부호기에 각각 적용한 결과 평균 비트율은 각각 3.7bpp에서 3.9bpp 까지 얻을 수 있었다. 또한 ISO-JPEG(Joint Photographic Expert Group) 무손실 부호화 모드의 평균 비트율은 4.3bpp였다[17]. ACR/NEMA에 규정된 S-Transform을 사용하여 피라미드 변환계수를 구한후[6], 계수를 허프만 부호기, 산술 부호기 및 LZ 부호기에 각각 적용한 결과 평균 비트율은 각각 3.9bpp에서 4.2bpp까지 얻을 수 있었다. 상기의 부호화 기법들로부터의 평균 엔트로피의 결과는 작게는 3.7bpp로부터 크게는 5.6bpp에 걸쳐서 분포함을 볼 수 있다. ISO와 ITU-T에서 표준으로 권고된 JBIG(Joint Bi-level Image Group) 무손실 압축 부호화 기법의 평균 비트율은 차분계층부호기(Differential Layer Coding, DLC)의 경우 4.2bpp였고[18], 최하위계층부호기(Lowest Layer Coding, LLC)를 사용한 경우가 3.9bpp였다[18]. 반면에 제안된 부호기를 사용한 경우 평균 비트율은 2.

8bpp였다. 실험 결과는 새로운 부호화 방법이 다른 무손실 부호화 방식들보다 6.5%에서 크게는 35%까지 부호화 효율이 향상되었음을 보여준다.

## V. 결 론

결론적으로, 이진적용산술부호기는 빈번하게 발생하는 심불열을 적용적으로 예측하는 매우 강력한 기법이기 때문에 각각의 개별적인 컨텍스트 영역하에서 MPPVS의 정확한 추정에 의해 부호화 효율이 향상된다. 이를 위한 제안된 MPPVS와 LPPVS의 추정은 3 단계로 요약된다. 첫단계에서 제안된 모델 템플릿로부터 컨텍스트 영역(색인)을 추출한다. 두번째 단계에서 네방향 적응 규칙기반 예측기로부터 예측값을 구한다. 그리고 세번째 단계에서 고정된 영역블러마다 특정한 컨텍스트 영역하에서 예측값들에 대한 누적조건확률의 문턱치(thresholding)를 사용하여 MPPVS 및 LPPVS를 추정한다. 또한 MPPVS는 부호화중 제안된 MPPVS갱신 알고리즘에 의해 고정된 영상블러마다 항상 가장 빈번하게 발생하는 예측값들만을 적용적으로 유지한다. 그의 여분의 부호화 효율은 화소 사이의 비교적 낮은 연관성을 보여주는 LPPVS에 대



한 허프만 부호기로 향상된다.

본 논문에서 제시된 방법은 다른 무손실 압축보다 압축효율이 향상될 뿐만아니라 기존 JBIG 표준을 수정없이 그레이스케일 영상에 직접적으로 적용할 수 있다. 또한, 단위 부호구간 부분할을 위한 빠른 계산이 가능하다. 그렇지만 제안된 방법들에 있어서 해결해야할 점은 알고리즘의 하드웨어적인 구현의 경우 다른 무손실 압축 기법보다 복잡성이 매우 높기 때문에 이를 단순화하기 위한 연구가 필요하다.

### 참 고 문 헌

1. S.B. Lo, and H.K. Huang, "Error-free and irreversible radiographic image compression," in Proc. SPIE Picture Archiving and Communication Systems(PACS III), Vol. 536, pp. 170-177, 1985.
2. C.G. Boncelet, J.R. Cobbs, and A.R. Moser, "Error Free Compression of Medical X-ray Images," in Proc. SPIE Visual Communications and Image Processing '88, Vol. 1001, pp. 269-276, 1992.
3. H. Sun, and M. Goldberg, "Radiographic Image Sequence Coding Using Two-Stage Adaptive Vector Quantization," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 7, No. 2, JUNE 1988.
4. The Committee of the American College of Radiology(ACR) and the National Electrical Manufacturers Association(NEMA) ACR-NEMA 300-1988: Digital Imaging and Communications
5. H.K. Huang, and O. Ratib, Picture Archiving and Communication System(PACS) in Medicine, Springer-Verlag, Inc., 1991.
6. The Committee of the American College of Radiology (ACR) and the National Electrical Manufacturers Association(NEMA) Data Comp. and Stds. Ctee., PS-2-1989: Data Compression Standard, 1989.
7. J.G. Dunham, R.L. Hill, G.J. Blaine, D.L. Snyder, and R.G. Jost, "Compression for Picture Archiving and Communication in radiology," in Proc. SPIE Picture Archiving and Communication Systems (PACS III), Vol. 418, pp. 201-207, 1983.
8. A.K. Jain, "Image Data Compression: Review," Proc. of IEEE, Vol. 69, No. 3, March, 1981.
9. S.E. Elnahas, K.Tzou, J.R. Cox, JR. R.L. Hill, and R.G. Jost, "Progressive Coding and Transmission of Digital Diagnostic Pictures," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. MI-5 No. 2, JUNE 1986.
10. Y.C. Lin, and S.C. Tai, "Design and Analysis of Medical Image Pyramid Coding," in Proc. SPIE Visual Communications and Image Processing'92, Vol. 1818, pp. 1282-1293, 1992.
11. R. W. Hamming, Coding and Information Theory, 2nd Edition, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 97-99 (1988).
12. M.L. Rhodes, J.F. Quinn, and J. Silvester, "Locally Optimal Run-length Compression Applied to CT Images," IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. MI-4, No. 2, JUNE 1985.
13. T.M. Cover, and J.A. Thomas, "Lempel-Ziv coding", In Elements of Information Theory, pp. 319-324, A Wiley-Interscience Publication, 1993.
14. G.G. Landon, "An Introduction to Arithmetic Coding," IBM J. Res. Develop. 28, 135, 1984.
15. Lan H. Witten, Radford M. Neal, and John G. Cleary, "Arithmetic Coding for Data Compression," Communications of the ACM, Vol. 30, No. 6, June 1987.
16. International Organization for Standards, ISO/IEC JTC1/SC 29/WG9 JBIG Distribution of International Standard(DIS) 11544, "Arithmetic Coding", In Information Technology-Coded Representation of Picture and Audio Information-Progressive-Bi-level Image Compression, 1992.
17. International Organization for Standardization, ISO/IEC JTC1/SC29/WG10 JPEG International Standard(IS) 10918-1, "Annex C(Huffman table specification) and Annex H(Lossless mode of operation)" In Digital Compression and Coding of Continuous-Tone Still Images-Part I: Requirements and Guidelines, 1992.
18. Coded Representation of Picture and Audio Information-Progressive Bi-level Image Com-

pression, ISO/IEC JTC1/SC29/WG 9 JBIG Distributed International Standard 11544, 1992.

- 19. 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, DEC 1988.
- 20. Majid Rabbani, and Paul W. Jones, Digital Image Compression Techniques, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, Washington, 1991.



池 昌 宇(Chang-Woo Jee)정희원

1965年 8月 20日生

1989年 2月:한양대학교 전자계산학과 졸업(공학사)

1991年 2月:한양대학교 대학원 전자계산학과 졸업(공학석사)

1991年 3月~1994年 8月:한양대

학교 전자공학과 박사과정 수료

1991年 2月~1994年 9月:생산기술연구원 전자정보시스템센터 연구원

1994年 10月~현재:전자부품종합기술연구소 시스템 연구 1팀 전임연구원

※주관심분야:신경 회로망(연상메모리) 이론, 영상 부호화 및 영상 압축, Video-On-Demand, 비디오서버 개발 등.



朴 成 漢(Sung-Han Park)종신회원

1970年:한양대학교 전자공학과 졸업(B.S.)

1973年:서울대학교 전자공학과 졸업(M.S.)

1984年:텍사스 주립대학교 전기 및 컴퓨터 공학과 졸업(Ph.D)

1974年 3月~1978年 8月:경북대학교 전자공학과 전임 강사

1984年 5月~1984年 8月:텍사스 주립대학교 Instructor

1984年 3月~1986年 2月:금성사 중앙연구소 수석연구원

1986年 3月~현재:한양대학교 전자계산학과 조교수

1989年 8月~1990年 7月:텍사스 주립대학교 Visiting Researcher

※주관심분야:신경회로망 이론, Computer Vision, Multimedia 및 B-ISDN 등.