

# 무손실 의료 영상 압축을 위한 적응적 심볼 교환에 기반을 둔 이진 적응 산술 부호화 방법

正會員 池 昌 宇\*, 朴 成 漢\*\*

## A Binary Adaptive Arithmetic Coding Algorithm Based on Adaptive Symbol Changes for Lossless Medical Image Compression

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

### 요 약

본 논문은 디지털 의료 영상을 효과적으로 무손실 압축하기 위한 적응적 심볼 교환에 기반을 둔 새로운 부호화 방법을 제안한다. 제안하는 알고리즘은 먼저 원 영상에 차분 규칙 또는 적응 예측기를 적용하여 차분 영상값을 구하며, 이러한 차분 영상값에 대한 개별 context를 결정한다. 다음 단계에서 context하에서 현재 부호화될 차분 영상값과 모델 템플릿상의 차분 영상값들 사이의 극성 일치율을 갖는 심볼의 추정을 기반으로 한 적응적인 심볼 교환 과정을 적용하여 예측 심볼을 얻는다. 예측 심볼은 부호화 될 차분 영상값에 대해 가장 빈번하게 발생하리라고 예측되는 심볼을 가리키며, 예측 심볼이 차분 영상값과 동일할 때 부호화 효율이 높게 유지된다. 마지막 부호화 단계에서 이진 적응 산술 부호기는 특정 context가 주어진 차분 영상값의 예측 여부를 판단하는 이진 판단 트리를 사용하여 차분 영상값을 부호화 한다.

차분 영상값 예측 적용을 향상을 통하여 제안된 알고리즘의 부호화 효율은 ISO JPEG 무손실 예측기를 산술 부호기에 적용한 경우보다 약 33% 정도 높아지고, 차분 예측기 또는 적응 예측기를 산술 부호기에 적용한 경우에 비해 약 23% 정도 높아짐을 알 수 있다. 제안된 부호화 방법은 단위 구간 부분할시 곱셈 연산이 아닌 덧셈 연산을 사용하기 때문에 부호기의 복잡성이 낮고 다중 비트 공간의 영상을 이진 공간 열로 분할하지 않고 바로 다중 비트 의료 영상을 부호기에 적용 할 수 있기 때문에 의료 PACS의 영상 압축부에서 사용될 수 있다.

### ABSTRACT

In this paper, adaptive symbol changes-based medical image compression method is presented. First, the differential image domain is obtained using the differentiation rules or adaptive predictors applied to original medical image.

\*한양대학교 전자공학과  
\*\*한양대학교 전자계산학과  
論文番號: 97194-0609  
接受日字: 1997年 6月 9日

Also, the algorithm determines the context associated with the differential image from the domain. Then prediction symbols which are thought to be the most probable differential image values are maintained at a high value through the adaptive symbol changes procedure based on estimates of the symbols with polarity coincidence between the differential image values to be coded under the context and differential image values in the model template. At the coding step, the differential image values are encoded as "predicted" or "non-predicted" by the binary adaptive arithmetic encoder, where a binary decision tree is employed.

The simulation results indicate that the prediction hit ratios of differential image values using the proposed algorithm improve the coding gain by 25% and 23% than arithmetic coder with ISO JPEG lossless predictor and arithmetic coder with differentiation rules or adaptive predictors, respectively. It can be used in compression part of medical PACS because the proposed method allows the encoder be directly applied to the full bit-planes medical image without a decomposition of the full bit-plane into a series of binary bit-planes as well as lower complexity of encoder through using an additions when sub-dividing recursively unit intervals.

## I. 서 론

디지털 의료 영상을 다루는데 있어 가장 큰 문제점 중의 하나는 의료 영상을 표시하는데 방대한 비트수가 필요하다는 것이다. 영상 압축의 목적은 그러한 방대한 비트수를 감소하기 위해 이웃하는 화소 사이에 높은 상관관계를 갖고 있다는 것을 이용하여 용장성을 최대한 없앤 역 상관화 된 영상을 부호화 함에 있다. 컴퓨터 단층촬영(CT) 영상과 같이 진단시 정확성이 중요한 의료 영상의 경우 무손실 압축방식이 요구된다[1, 2]. 미국방사선협회(ACR)와 의료제조기기연합(NEMA 300-1985)는 공동으로 그룹 4를 결성하여 의료 영상 저장 및 전송 시스템(Picture Archiving and Communication System, PACS)의 성능을 쉽게 하기 위한 무손실 영상압축 표준을 규정하고있다[3, 4].

일반적으로 널리 알려진 의료 진단 영상에 대한 무손실 압축 기술은 크게 두 단계로 나뉘어진다. 먼저 원 영상을 가공하여 비트 보존 부호기 또는 무손실 부호기에 적합한 계수로 변환한다. 다음 단계에서 변환된 계수에 무손실 부호기를 적용하여 영상의 용장성을 최대한 없앤다. 무손실 부호기로는 허프만 부호기, 가변 Run-length 부호기, Lempel-Ziv 부호기 및 산술 부호기 따위가 존재한다. 이 중에서 산술 부호화는 여타 다른 무손실 부호기 보다 좋은 압축 효율을 보여준다 [5, 6]. 그러나 산술 부호화의 단점은 이전에 발생한 심볼들에 만 기반을 두어 현재 부호화 될 심볼의 확률 추정을 하기 때문에 압축 효율을 떨어 뜨린다.

심볼의 확률 추정치를 높여서 더욱 효과적인 압축 효율을 얻기 위해서는 부호화 될 심볼마다 특정한 context를 구한 후, 구해진 개별적인 context하에서 발생 가능한 심볼들을 적응적으로 유지해야 한다. 이렇게 하는 이유는 context가 현재의 부호화될 심볼들이 발생할 확률이 높도록 해주는 기하학적인 패턴을 간직하고 있기 때문이다. 본 논문에서는 특정한 context와 연관된 부호화 될 차분 영상값이 높게 예측될 수 있도록 해주는 심볼들을 정확하게 추정 및 유지하는 알고리즘을 제시하여 의료 영상에 대한 압축 효율을 높이고자 한다. 차분 영상값을 부호화하기 위해 이진 판단 트리를 사용한 이진 적응 산술 부호기가 도입되고, 추정된 심볼들이 부호화 될 차분 영상값에 적응할 때마다 압축 성능이 향상된다.

제안된 방법은 기존의 무손실 압축 기술들인 전통적인 산술 부호화 및 ISO에서 규정한 JPEG 무손실 예측기[7]와 비교한다. 산술 부호기와 비교하는 이유는 산술 부호기가 제안된 기법에 바로 적용되기 때문이며, JPEG 무손실 예측기와 비교하는 이유는 JPEG 무손실 예측기가 이웃하는 이전의 화소값으로부터 현재의 화소값을 추정하기 때문이다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 제안된 방법과의 압축 성능 비교를 위해서 ISO/IEC JPEG 무손실 예측기를 제 II 장에 간략하게 소개한다. 제안된 압축 방법은 연속적인 네 단계의 기능 블록으로 나뉘며 제 III 장에서 자세하게 다룬다. 다른 압축 기술과의 화소당 비트수 조건하에서 압축 성능을 비교한 실험 및

부호기의 복잡성을 비교한 결과는 제 IV 장에 주어지며, 마지막으로 제 V 장에서 결론을 내린다.

## II. JPEG 무손실 예측기

JPEG 무손실 예측기는 그림 1의 3개의 인접 화소 A, D, E의 조합을 통해 현재의 화소(X로 표시됨)를 추정한다. 추정된 값은 엔트로피 부호기인 산술 부호기로 부호화한다.



그림 1. JPEG 예측 윈도우  
Fig. 1 JPEG prediction window.

JPEG 무손실 예측기는 표 1에 수록된 것과 같이 A, D, E의 서로 다른 조합을 사용하여 8가지 예측기를 제안하고 있다. 각각의 예측기는 선택값으로 분류되며, 선택 1(Selection 1; JPEG1)에서 3(Selection 3; JPEG3)까지는 일차원적인 예측기를 보여주고, 선택 4(Selection 4; JPEG4)에서 7(Selection 7; JPEG7)까지는 이차원적인 예측기를 보여준다.

표 1. 무손실 압축을 위한 JPEG 예측기  
Table 1. JPEG Predictors for lossless compression.

선택 값	예 측
JPEG0	No prediction
JPEG1	A
JPEG2	D
JPEG3	E
JPEG4	A + E - D
JPEG5	A + (E - D) / 2
JPEG6	E + (A - D) / 2
JPEG7	(A + E) / 2

## III. 제안된 새로운 압축 방법

제안하는 압축 과정은 크게 예측부, context 결정부,

심볼 빈도수 추정 및 적응적인 심볼 교환부 및 이전 적용 산술 부호기의 4개 부분으로 구성된다(그림 2).

먼저 부호화 절차의 첫 단계인 예측의 목적은 차분 규칙[8] 또는 적응 예측 기법[9]을 사용하여 원 영상(f(i, j))으로 부터 차분 영상값(u(i, j)) 영역을 구하기 위함이다. 이렇게 구한 차분 영상 도메인으로부터 context가 결정된다. 제안된 context는 부호화 될 차분 영상값 주위의 이웃을 나타내는 기하학적인 패턴인 템플릿상의 차분 영상값들의 조합을 사용하여 결정한다. 본 논문은 차분 영상값과 제안된 모델 템플릿(Model Template; MT)상의 차분 영상값들 사이의 극성 일치(또는 차분 영상값 일치)를 갖는 심볼들의 빈도수 추정에 기반을 두고 추정된 심볼 빈도수에 대한 적응적인 심볼 교환 방법을 사용하여 발생 가능성이 높은 심볼들의 유지에 초점을 맞춘다. 적응적인 심볼 교환은 추정 심볼 빈도수가 미리 정해진 문턱치보다 큰 심볼들의 선택에 기반을 둔다. 적응적인 심볼 교환부를 거친 예측된 추정 심볼들은 두개의 범주, 즉 발생 빈도수가 높은 심볼(More Frequency Symbol; MFS)들과 그보다 낮은 발생 빈도수가 낮은 심볼(Less Frequency Symbol; LFS)들로 나누어진다. 이렇게 심볼들을 두개의 범주로 나누는 이유는 III장 4절에 기술될 이전 적용 산술 부호기의 기반이 구간 영역 [0.0, 1.0)내에서 확률추정상태에 기반을 둔 두개의 확률구간에 대한 순환적인 부분함을 사용하기 때문이다. 부호화 단계에서 이전 적용 산술 부호기는 결정된 context에 의해 색인된 상태에 대한 LFS 심볼에 대한 확률 구간값(Qc(ST(CX))), MFS 심볼들 및 LFS 심볼들을 사용하여 차분 영상값을 부호화한다. 압축된 부호열은 허프만 부호열(CH)과 산술 부호열(CA)로 구분된다. 제안된 무손실 압축 절차의 각 부분에 대한 구체적인 내용을 다음에 설명한다.

### 1. 예 측

차분 규칙 기법에서는 이전에 부호화된 화소 또는 적당히 가중화된 인접한 화소들에 기반을 둔 추정 영상을 원영상으로부터 감한다. 이렇게 해서 결정된 차이는 추정치가 원 영상과 잘 일치할 때에 아주 작은 값을 갖게 되므로 좋은 영상 압축을 얻을 수 있다. 바로 이것이 차분 규칙을 사용하는 합당한 이유이다. 그림 3은 원 영상내 화소의 추정 차이 f'(i, j)를 구하기 위

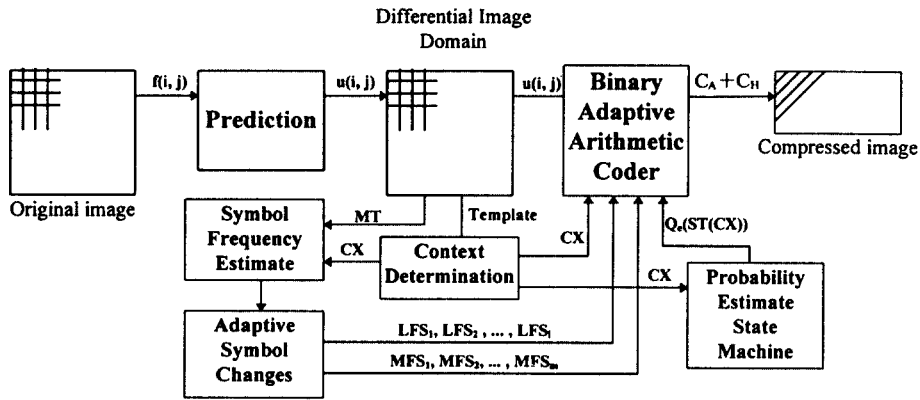


그림 2. 무손실 압축 절차  
Fig. 2 Lossless compression process.

해 사용된 이웃 화소들의 윈도우  $\Omega$ 를 보여준다. 여기서  $X$ 는 현재 예측될 화소의 위치를 가리킨다.  $f'(i, j)$ 는 식(1)에서와 같이 다른 이웃 화소들의 조합을 통해 구한다.

$$f'(i, j) = \sum_{p, q \in \Omega} a(p, q) f(i-p, j-q) \quad (1)$$

여기서,  $a(p, q)$ 는 차분기들의 계수를 나타낸다. 차분 영상값  $u(i, j)$ 는 다음과 같다.

$$u(i, j) = f(i, j) - f'(i, j) \quad (2)$$

복호화 단계에서 원 영상은 식 (3)으로부터 복원된다.

$$f(i, j) = u(i, j) + f'(i, j) \quad (3)$$

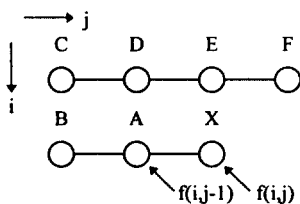


그림 3. 선형 예측을 위한 윈도우  $\Omega$   
Fig. 3 The linear prediction window  $\Omega$ .

표 2. 무손실 압축을 위한 차분 규칙(Dk: k번째 차분기)  
Table 2. Differentiation rules for lossless compression(Dk is the k-th differentiator)

Differentiators	$f'(i, j)$ for each Differentiator
D1	$A + [(F - D)/2]$
D2	$(A + F)/2$
D3	$.75A - .5D + .75E$
D4	$[(A + B)/2 + (E + F)/2]/2$
D5	$(A + D + E)/3$
D6	$.25(A + D + E + F)$
D7	$.75A + .75E - .25D - .25F$
D8	$(A + D)/2$
D9	$[A + (E + F)/2]/2$
D10	$[A + (D + E)/2]2$
D11	$A + (F - D)/2$
D12	$A + (F - E)/2$
D13	$F + (A - D)/2$

추정된 화소값은 표 2에 수록된 13개의 차분 규칙 [8]에 따라 그림 3의 이웃 화소들의 서로 다른 조합을 사용하여 계산된다. 계수  $a(p, q)$ 가 부동 정수인 까닭에 차분 영상값 또한 부동 정수이다. 따라서 차분 영상값에 대한 라운딩(Rounding) 연산을 적용하여 정수값을 갖도록 한다.

차분 규칙과는 달리 적응 예측기법에서는 계수 a (p, q)가 국부적인 영상 특성 변화에 잘 적용한다. 적응 예측 기법의 주안점은 네 방향에서의 화소값들의 차를 구해 영상의 1차적인 구조를 결정하는 것이다. 적응 예측계수들은 식(4)과 같이 4방향 화소값 차들로부터 구해진다.

$$S(k) = \sum_{r=1}^{r_k} 1/(k^r(r) + \mu) \quad (4)$$

여기서  $k=a, b, c, d$  및  $\gamma=2, \mu=8$ 이다. 또한  $a(r), b(r), c(r)$  및  $d(r)$ 은 각각 a, b, c 및 d 방향에 있는 인접 화소간의 차이다.

그림 4는 표 3에 수록된 6개의 적응 예측기[9] 중 3번째(AD3으로 표시함)에 대한 윈도우를 보여주며, 이로부터 4방향에서의 화소값 차가 구해진다. 여기서 4방향은 a가 동-서쪽 방향(-), b는 북-남쪽 방향(↑), c는 남서-북동쪽 방향(/) 및 d는 남동-북서쪽 방향(\)을 각각 의미한다.

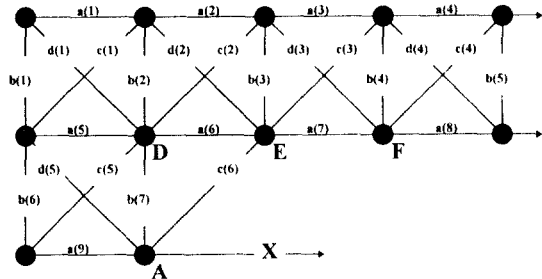


그림 4. 네 방향 적응 예측을 위한 윈도우  
Fig. 4 Adaptive prediction window with four directions.

표 3. 무손실 압축을 위한 적응 예측기(ADk: k번째 적응 예측기)

Table 3. Adaptive predictors for lossless compression(ADk is the k-th adaptive predictor)

Adaptive predictors	$f'(i, j)$ for each Adaptive predictor
AD1	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=5, r_b=5, r_c=4, r_d=3$
AD2	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=7, r_b=6, r_c=5, r_d=4$
AD3	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=9, r_b=7, r_c=6, r_d=5$
AD4	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=2, r_b=3, r_c=2, r_d=1$
AD5	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=4, r_b=4, r_c=3, r_d=2$
AD6	$S(a)A + S(b)D + S(c)E + S(d)F$ $r_a=6, r_b=5, r_c=4, r_d=3$

## 2. Context 결정

차분 영상 도메인상에서 템플리트는 이진적용산술부호기에 context를 제공한다. context는 이웃하는 화소들로 부터의 정보에 기반을 둔 현재 부호화 될 화소값이 높은 확률로 나타날 확률 정보를 의미한다. context가 주어진 차분 영상값 부호화 엔트로피는 context를 사용하지 않고 부호화하는 경우에 비해서 작거나 동등하다[10]. 식 (5)의 조건적 엔트로피 관계식에 의해 잘 정의된 context으로 얻을 수 있는 압축효율은 context를 사용하지 않은 경우에 비해 향상된다. 여기서 Y는 차분 영상값, X는 context를 표시한다.

$$H(Y|X) \leq H(Y) \quad (5)$$

본 논문에서 제안하는 템플리트는 현재 부호화될 차분 영상값을 기준으로 바로 왼쪽에 위치한 차분 영상값, 대각 방향에 있는 차분 영상값 및 바로 위에 놓인 차분 영상값으로 구성된다. 템플리트내 이러한 3개의 차분 영상값을 임의로 조합하면 방대한 수의 context가 나온다. 이것은 차분 영상값이 0 또는 1의 이진값이 아니기 때문이다. 예를 들면, 그림 5의 템플리트의 경우 3개의 차분 영상값을 임의로 조합하면  $511 \times 511 \times 511 = 133,432,831$ 개의 context가 가능하다.

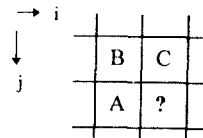


그림 5. 이웃하는 3개의 차분 영상값을 갖는 템플리트  
(?는 현재 부호화 될 차분 영상값을 나타낸다)

Fig. 5 The template with three neighboring differential image value.

The labeled ? denotes current differential image value to be coded.

부호화 효율에 커다란 영향을 주지 않으면서 context의 수를 감소하는 한가지 방법은 0으로부터 일정하게 떨어진 덜 빈번하게 발생하리라고 예측되는 임의의 차분 영상값들은 동일한 context 하에서 부호화하고 그와 반대로 0에 가깝고 발생 빈도수가 높으리라고 예측되는 차분 영상값은 서로 다른 context 하에

서 부호화하는 것이다. 제안하는 방법은 템플릿내 A, B, C에 기반을 두고 차분 영상값이 0을 중심으로 멀어 질수록 동일한 context를 갖도록 하고 반대로 차분 영상값이 0에 가까와 질수록 개별적인 context를 갖도록 한다. 이러한 방식으로 각각의 이웃하는 차분 영상값에 대하여 임의의 차분 영상값  $u(i, j)$ 는 15 영역에 소속될 가능성, 즉( $-510 \leq u(i, j) \leq -256$ ), ( $-255 \leq u(i, j) \leq -51$ ), ( $-50 \leq u(i, j) \leq -11$ ), ( $-10 \leq u(i, j) \leq -4$ ), ( $u(i, j) = -3$ ), ( $u(i, j) = -2$ ), ( $u(i, j) = -1$ ), ( $u(i, j) = 0$ ), ( $u(i, j) = 1$ ), ( $u(i, j) = 2$ ), ( $u(i, j) = 3$ ), ( $4 \leq u(i, j) \leq 10$ ), ( $11 \leq u(i, j) \leq 50$ ), ( $51 \leq u(i, j) \leq 255$ ), ( $256 \leq u(i, j) \leq 510$ )을 제안한다. 나머지 2개의 이웃한 차분 영상값도 동일하게 15가지 영역으로 나누고 이를 조합하면  $15 \times 15 \times 15 = 3375$ 개의 context가 생성된다.

3. 적응적인 심볼 교환

부호화될 차분 영상값에 대한 예측값으로서 발생 빈도수가 높은 심볼들과 발생 빈도수가 낮은 심볼들을 얻기 위해 본 논문에서 제안하는 적응적인 심볼 교환 절차는 먼저 심볼의 빈도수를 효과적으로 추정한다. 그림 6은 심볼의 빈도수를 추정할 때 사용될 제안된 2차원적인 모델 템플릿 영역을 보여준다. 심볼의 빈도수 추정은 모델 템플릿을 위에서 아래로, 왼쪽에서 오른쪽으로 주사해 나가면서 진행한다.

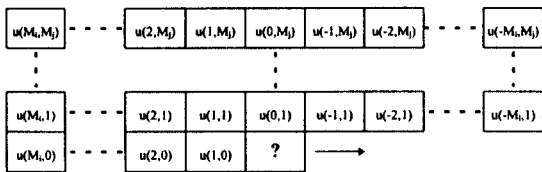


그림 6. 심볼 빈도수 추정을 위해 필요한 모델 템플릿 ( $u(i, j)$ : 차분 영상값, 여기서  $i$ 와  $j$ 는 각각  $i$ 번째 행,  $j$ 번째 열)

Fig. 6 The model template for estimating the symbol frequency. ( $u(i, j)$  indicates the differential image value indexed by  $i$ -th row and  $j$ -th column)

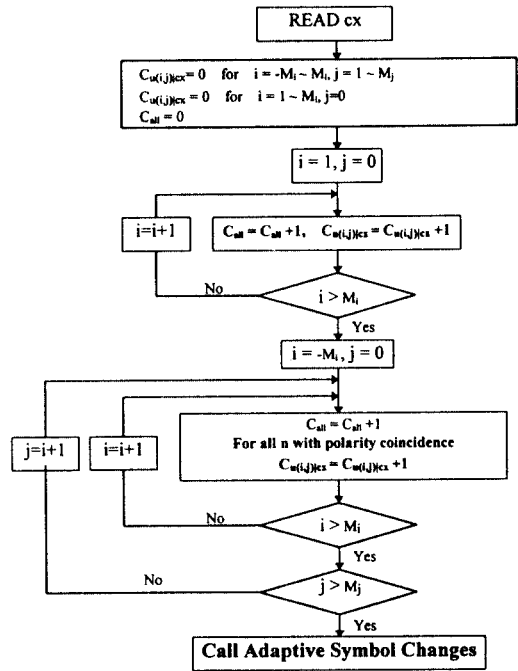


그림 7. 심볼 빈도수 추정을 위한 흐름도  
Fig. 7 Flow diagram for estimating the symbol frequency.

그림 7은 context와 연관된 차분 영상값에 대한 심볼 빈도수 추정을 위해 제안하는 흐름도를 보여준다. 심볼들의 발생 빈도수를 계수하기 위한 계수가 배열  $C_{u(i, j)|cx}$ 은 그림 7의 흐름도의 심볼 빈도수 추정의 시작 단계에서 0으로 초기화되며, 특정 context  $cx$ 가 주어지고,  $i = -M_i, \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots, M_i, j = 1, 2, 3, \dots, M_j$  및  $i = 1, 2, 3, \dots, M_i, j = 0$ 에 대해서 부호화될 차분 영상값과 모델 템플릿상의 차분 영상값  $u(i, j)$ 사이의 극성 일치 수를 센다(식 6).

$$C_{u(i, j)|cx} = C_{u(i, j)|cx} + 1 \tag{6}$$

극성 일치는 양쪽 차분 영상값이 동일할 때에만 발생하고 계수 작업은 최대 가능한 계수값이  $M_i + \{(2M_i + 1) \times M_j\}$ 와 같을때까지 계속된다.

심볼 빈도수 추정 작업이 끝나면 발생 빈도수가 높은 심볼들과 발생 빈도수가 낮은 심볼들을 유지하기 위해 적응 심볼 교환 알고리즘을 사용한다. 발생 빈도수가 높은 심볼들과 발생 빈도수가 낮은 심볼들의

추정이 정확하여 특정 context하에서의 차분 영상값이 높게 예측될 때 향상된 압축 효율이 얻어진다. 그림 8은 적응적인 심볼 교환을 위해 제안하는 흐름도를 보여준다. 먼저 알고리즘을 위해 필요한 기호 및 집합을 정의한다.  $MFS = \{MFS_1, MFS_2, \dots, MFS_m\}$ 는 발생 빈도수가 높은 심볼을 표시하며, 여기서,  $m$ 은  $MFS$ 심볼의 수를 나타낸다.  $MFS$ 심볼들의 배열 규칙은 가장 높게 발생될 심볼을  $MFS_1$ 에 놓고, 가장 낮게 발생될 심볼을  $MFS_m$ 에 놓는 방식으로 배열된다. 또한,  $LFS = \{LFS_1, LFS_2, \dots, LFS_l\}$ 는  $MFS$ 심볼 보다 낮은 발생 빈도수가 낮은 심볼을 표시하며, 여기서,  $l$ 은  $LFS$ 심볼의 수를 지시한다.  $LFS$ 심볼들의 배열 규칙도  $MFS$ 심볼들의 배열 규칙과 동일하게 적용된다.  $\theta = \{\theta_1, \theta_2, \theta_3, \dots, \theta_{m+l}\}$ 은 적응적인  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼 교환이 발생할 때의 판단을 위한 문턱치를 나타낸다. 심볼 빈도수 추정 알고리즘에서 초기  $MFS$ 심볼들과  $LFS$ 심볼들값은 인접한 화소값 사이의 매우 큰 상관관계에 따라 0주위에서 피크를 이루는 차분 영상값 분포를 가정하여 0에 가까운 임의의 차분 영상값들로 초기화된다. 적응적인 심볼 교환이 필요한지를 결정

하는 식 (7)을 사용하여 심볼 빈도수 추정에서 구해진 모델 템플릿상에서 임의의 계수값을 갖는 차분 영상값이  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼과 교환되는지를 먼저 조사한다. 여기서  $\omega$ 는 가중치를 나타낸다.

$$\frac{\omega C_{u(i,j)|cx}}{C_{all}} \geq \theta_k \tag{7}$$

$\omega$ 에 따라 부호화 엔트로피가 변화되는 시뮬레이션 결과가 IV장에 보여준다. 식(7)이 만족된다면, 추정된  $u(i, j)$ 가  $k$ 번째  $MFS$ 심볼 또는  $k$ 번째  $LFS$ 심볼과 교환된다. 그렇지 않은 경우, 현재 부호화될 차분 영상값에 대해서 기존의  $MFS$ 심볼들/ $LFS$ 심볼들은 변하지 않고 그대로 유지된다. 특히,  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼에 대한 적응적인 심볼 교환이 발생하기 전에,  $u(i, j)$ 가  $n$ 번째  $MFS$ 심볼 또는  $n$ 번째  $LFS$ 심볼과 같다면  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼이 동일한 2개의 심볼값을 갖는 것을 방지하기 위해  $k$ 번째  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼을  $n$ 번째  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼과 교환된 후,  $k$ 번째  $MFS$ 심볼 또는  $LFS$ 심볼과 교환한다.

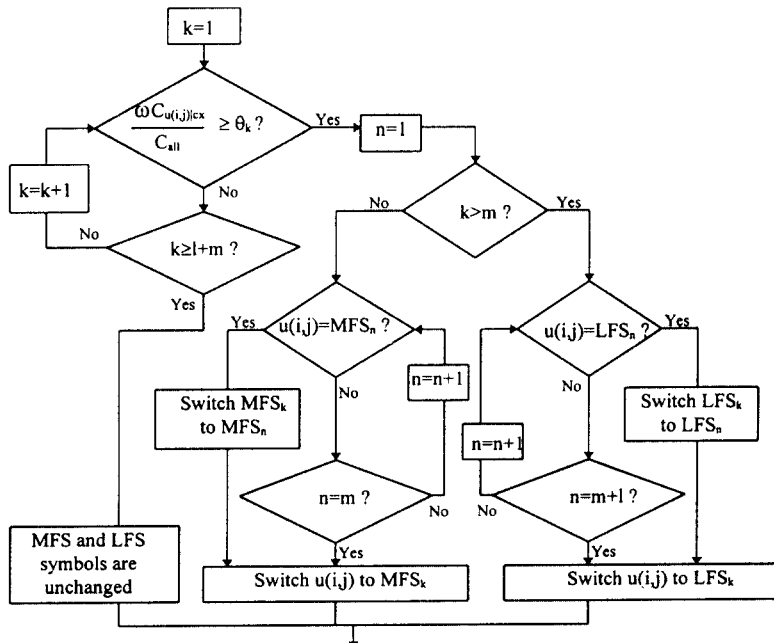


그림 8. 적응 심볼 교환을 위한 흐름도  
Fig. 8 Flow diagram of Adaptive Symbol Changes.

#### 4. 이진 적응 산술 부호화

본 논문에서 사용된 이진 적응 산술 부호화는 ISO/IEC와 ITU-T의 공동 위원회인 JBIG[11]에서 정의한 이진 적응 산술 부호기에 기반을 둔다. 이진 적응 산술 부호화는 두개의 값(검은색/흰색) 만을 가지는 이진 영상의 무손실 부호화에 적용한다. 그레이스케일 의료 영상의 무손실 압축을 위해 이진 적응 산술 부호화를 적용하려면 각각의 비트 공간이 이진 영상인 것처럼 각 비트 공간을 독립적으로 부호화하여야 한다. 그러나, 이러한 비트 공간 분리가 어떠한 압축 효율을 가져다 줄 수 없다는 점에서 다른 그레이스케일 의료 영상 부호화 기법보다 효과적이지 못하다. 이러한 이유로 본 논문에서는 이진 적응 산술 부호기를 바로 그레이스케일 의료영상에 적용하기 위해 그림 9와 같은 이진 판단 트리의 사용을 제안한다. 트리상에서 부호화되는 차분 영상값들이 이진판단의 집합에 의해 결정되고, 그 다음에 각각의 판단은 특정한 context하에서 이진 적응 산술 부호기에 의해 부호화된다.

트리의 첫번째 단계는 차분 영상값이  $m$ 개의 MFS 심볼들 중 어느 값과 같은지를 결정한다. 만약 어느 값과도 같지 않다면, 다음 판단은 차분 영상값이 1개의 LFS심볼들 중 어느 값과 같은지를 결정한다. 계속적인 판단은  $u(i, j)$ 의 크기가  $MFS_1, MFS_2, \dots, MFS_m, LFS_1, LFS_2, \dots, LFS_l$  중에 어느것인지를 결정한다. 이진 적응 산술 부호기의 압축 효율은 직접적으로  $u(i, j)$ 를 식별하기 위해 요구되는 평균 판단수에 비례한다. 그 결과로서 본 논문에서는 평균 판단수를 최소화하는 이진 판단 트리를 구성하기 위해 허프만 부

호 할당 기법을 사용한다. 이진 판단중  $u(i, j)$ 가 MFS 심볼들이나 LFS심볼들과 같지 않다면 허프만 부호 할당이 요구된다. 허프만 부호 할당의 주안점은 짧은 부호를 빈번하게 발생할 가능성이 높은 차분 영상값에 할당하고 그보다 더긴 부호는 발생할 가능성이 적은 차분 영상값에 할당한다.

그림 10은 이진 판단 트리를 사용하여 특정한 context와 결합한  $u(i, j)$ 를 이진 적응 산술부호기가 부호화하는 과정을 보여주는 흐름도이다.

그림 11은 완전한 부호화 과정을 보여준다. 부호화는 단위 구간 영역  $[0.0, 1.0)$ 내에서 현재의 부호화 구간을 두개의 부구간 즉, LFS심볼을 위한 구간과 MFS 심볼을 위한 구간으로 분할하는 절차를 재귀적으로 수행한다. 구간 부분할시 필요한 구간값인  $Q_c$ 는 LFS 부구간에 대한 확률 추정치이며, 확률 추정 상태기 (PEM)는 특정한 context와 연관된 113개의 각기 다른 상태에 대해  $Q_c(ST(CX))$ 열을 나열해 놓은 표이다[11]. 구간 부분할은 항상 이러한 113개의 상태에서 이루어진다. 레지스터 A는 현재의 부호화 구간 크기를 간직하고 있으며, 구간값이 영역  $[0x8000, 0x10000]$ 내 항상 놓이도록 정규화 된다. 또 다른 레지스터 C는 압축되어 늘어놓은 부호열 비트를 가지고 있다. 계수기 CT는 부호화 레지스터로부터 한 바이트가 출력할 준비가 되었을 때를 지시한다. 초기 부호화 단계에서 계수기 CT는 11로 정해지고, 부호 구간 레지스터 A 및 부호 레지스터 C는 각각 16진수  $0x10000$ 과  $0x00000000$ 로 설정된다.

CODE\_LFS(p) 알고리즘은 일반적으로 p에 대한 MFS부구간인  $A-Q_c(ST(CX))$ 을 부호열 C에 더하는 기능 및 PEM에 의해 부구간  $Q_c(ST(CX))$ 에 대한 구간 재조정으로 이루어지며 항상 재정규화 과정이 뒤따른다. CODE\_MFS(p) 알고리즘은 p에 대한 MFS 부구간의 구간 감소로 이루어진다. 부호열 C는 변화 없이 그대로 유지된다. 부호화 과정중에 LFS부구간이 MFS부구간 보다 크다면 조건적 교환(또는 구간 크기 교환)이 발생하여 LFS부구간이 대신 부호화된다. 이 경우 차분 영상값을 부호화한 후 재정규화 과정이 뒤따른다. 재정규화 절차는 레지스트 A가  $0x8000$ 보다 같거나 클때까지 A와 C를 한번에 한비트씩 우로 이동시킨다. 이동 횟수는 계수기 CT에 계수되어 CT가 0에 다다르면 출력을 위해 압축된 부호열

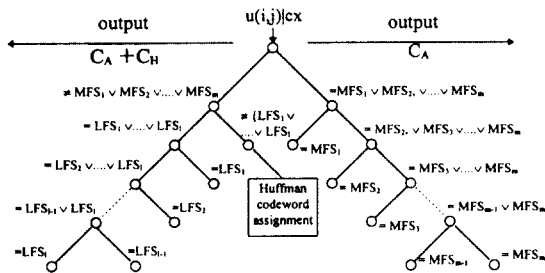


그림 9. 차분영상값 판단을 위한 이진판단 트리  
Fig. 9 Binary decision tree for differential image value.



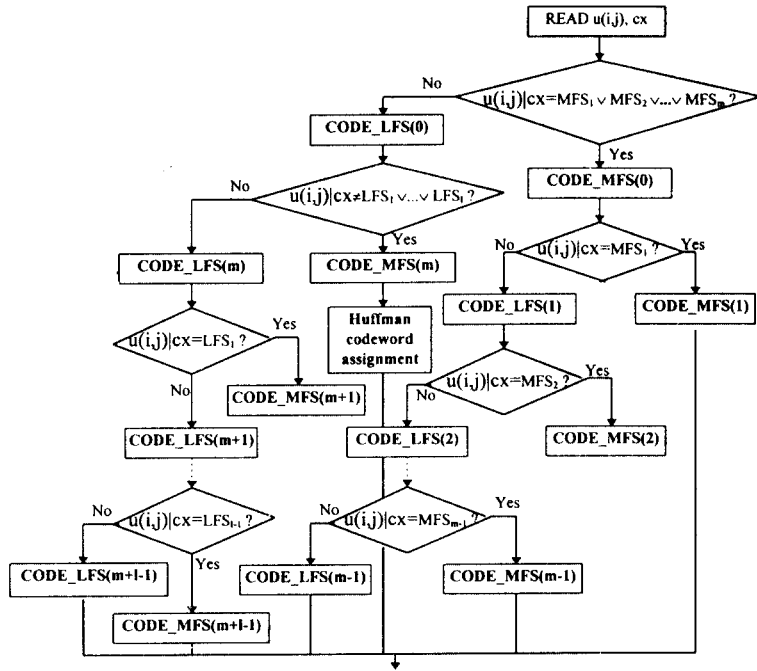


그림 10. 부호기 흐름도  
Fig. 10 Flow diagram for the Encoder.

```

Ap=Ap-Qep(ST(CX));
if (Ap<X'8000') { // invoke Renormalization
  if (Ap<Qep(ST(CX))) {
    Cp=Cp+Ap;
    Ap=Qep(ST(CX)); // change the interval size
  }
  I=Index(ST(CX)); // save current Qe(ST(CX))
  I=Next_Index_MFS(I);
  Index(ST(CX))=I;
  Qep(ST(CX))=Qe_Value(I); // update Qe(ST(CX))
  by the PESM
  RE-NORMALIZATION(Ap, Cp);
}
    
```

(a) CODE\_MFS(p) 알고리즘  
(a) The complete CODE\_MFS(p) algorithm

```

Ap=Ap-Qep(ST(CX));
if (Ap≥Qep(ST(CX))) {
  Cp=Cp+Ap;
  Ap=Qep(ST(CX));
  I=Next_Index_LFS(I);
  Index(ST(CX))=I;
  Qep(ST(CX))=Qe_Value(I);
  RENORMALIZATION(Ap, Cp);
}
else {
  I=Next_Index_LFS(I);
  Index(ST(CX))=I;
  Qep(ST(CX))=Qe_Value(I);
  RE-NORMALIZATION(Ap, Cp);
}
    
```

(b) CODE\_LFS(p) 알고리즘  
(b) The complete CODE\_LFS(p) algorithm

그림 11. 완전한 부호기 연산  
Fig. 11. The complete operation for the Encoder.

의 한 바이트가 전송 및 저장을 위해 C로 부터 제거 되고, 다시 계수기 CT는 8로 지정된다. 재정규화가 발생할 때마다 특정한 context 하에서 현재 부호화되는 MFS심볼 또는 LFS심볼에 대한 다음 확률 추정치를 PESM으로부터 구하기 위해 Next\_Index\_MFS 또는 Next\_Index\_LFS가 호출된다.

#### IV. 실험 결과 및 고찰

제안하는 압축 방법의 성능을 평가하기 위해 실험에 사용된 영상 샘플은 5종류의 영상 modality로 만들어진 10개의 샘플이다. 화소 당 8비트로 양자화된 656×614 크기의 사람 척추 및 뇌 부위의 컴퓨터 단층 촬영 영상(CT) 영상 3개, 혈관 조영법(Angiography)으로 만들어진 사람의 머리 샘플 2개, 머리 및 두뇌 부위의 핵자기공명영상(MRI) 2개, 아기의 초음파진단(Ultrasound) 영상 2개 및 SPECT 기법의 사람 갈비뼈 부위 영상 1개를 그 압축 대상으로 하였다. 그림 12는 압축에 사용된 MRI 두뇌 영상 샘플을 보여준다.

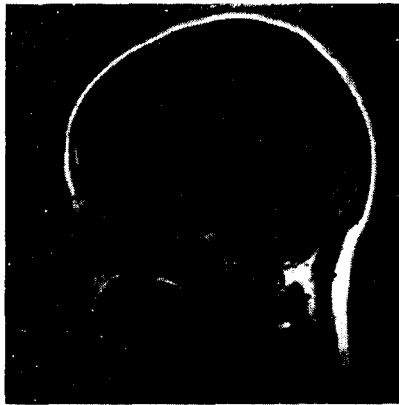


그림 12. 256×256 크기의 MRI 두뇌 영상  
Fig. 12 A 256×256 MRI head image.

각각의 영상에 대해 획득된 모든 결과들은 식 (8)에서 정의된 화소 당 비트인 엔트로피로 표시된다.

$$\frac{\text{bits}}{\text{pixel}} = \frac{\text{number of bits in the compressed image}}{\text{size of image}} \quad (8)$$

표 4는 차분 규칙이 적용될 때의 서로 다른 압축 기술의 압축 성능 결과를 보여준다. 표 4에서 보는 바와 같이 선택값 7을 사용한 JPEG 무손실 예측기(JPEG7으로 표시함)에 산술 부호기를 적용한 경우 화소당 4.05 비트의 평균 엔트로피를 보여주며, 9번째 차분 규칙에 적용된 산술 부호화(CAC-D9으로 표시함)는 화소당 3.99 비트의 평균 엔트로피를 보여 준다. 반면에 제안된 심볼 빈도수 추정 및 적응적인 심볼 교환 알고리즘을 기반으로 한 이진 적응 산술 부호기(BAAC)를 3번째 차분 규칙에 적용하였을 경우(BAAC-D3으로 표시함)에는 화소당 2.80 비트의 최소 평균 엔트로피를 보여 준다. 이때 사용된 가중치  $\omega$ 는 3이다. 표 5는 적응 예측기가 적용될 때의 서로 다른 압축 기술의 압축 성능 결과를 보여준다. 표 5에서 6번째 적응 예측기에 적용된 산술 부호화(AD6으로 표시함)는 화소당 4.00 비트의 평균 엔트로피를 나타내지만, 동일한 적응 예측기를 사용한 제안된 방법(BAAC-AD3로 표시함)은 화소당 2.95 비트의 최소 평균 엔트로피를 가지고 있는것을 보여주고 있다. 이때에도 가중치  $\omega$ 는 3이다. 표 4와 5에서 보여준 결과는 다른 압축 기술보다 최소 23%에서 최대 33%까지 압축 효율을 향상시킬 수 있음을 알 수 있다.

표 6은 산술 부호기와외의 부호기 복잡성을 비교해 놓은 것이다. 기존의 산술 부호기는 화소 당 2회의 곱셈과 3회의 덧셈 연산이 필요한 반면 제안하는 부호화 방법은 그림 9와 그림 11의 이진 적응 산술 부호기 오퍼레이션에서 알 수 있듯이 곱셈 연산은 하지 않고 덧셈만 가장 나쁜 경우 화소 당 5회가 필요함을 알 수 있다.

구간 정규화의 경우 기존의 산술 부호기가 화소당 3회의 곱셈과 3회의 덧셈 연산이 필요한 반면 제안하는 부호화 방법은 곱셈 연산은 하지 않고 덧셈 1회와 비트 이동 연산은 최소 2회를 수행한다.

그림 13과 14의 결과는 식 (7)의 가중치가 변화함에 따라 제안된 방법의 압축 성능이 어떻게 달라지는지를 보여준다. 그림 13의 맨 위 curve는 차분 규칙을 사용한 이진 적응 산술 부호기가 적용되고,  $\omega$ 가 1인 경우, 10개 영상 샘플에 대해 화소당 4.06 비트의 평균 엔트로피를 보여 준다. 반면, 맨 아래 curve는 동일한 조건에서,  $\omega$ 가 3인 경우, 화소당 3.25 비트의 평균 엔트로피를 보여 준다. 그림 14의 맨 위 curve는 적응 예

표 4. 의료 영상의 무손실 압축을 위해 차분 규칙을 사용한 서로 다른 압축 기술간의 화소당 비트수(BPP) 비교  
( $M_i=2, M_j=5, MFS수=3, LFS수=2, \omega=3$ )

Table 4. The bit/pixel(BPP) values of the different compression techniques using Differentiation rules for the lossless compression of medical images.( $M_i=2, M_j=5, \# \text{ of } MFS=3, \# \text{ of } LFS=2, \omega=3$ )

영상샘플	Image Description	영상샘플	Image Description
영상1	CT spine I (656×614)	영상6	MRI head(256×256)
영상2	CT spine II (656×614)	영상7	MRI brain(325×327)
영상3	CT brain(585×577)	영상8	Ultrasonic baby .I (500×376)
영상4	CT angiographic head I (256×336)	영상9	Ultrasonic baby II (500×376)
영상5	CT angiographic head II (256×336)	영상10	SPECT Lbp(432×373)

영상샘플 부호화방식	영상1	영상2	영상3	영상4	영상5	영상6	영상7	영상8	영상9	영상10	BPP
JPEG7	3.40	3.64	4.29	3.64	4.04	4.41	4.58	3.81	3.87	3.72	4.05
CAC-D9	3.29	3.64	4.45	3.73	4.15	4.48	4.70	3.75	3.83	3.81	3.99
BAAC-D1	2.82	3.01	3.45	2.54	3.03	3.24	3.88	2.96	3.08	2.56	3.05
BAAC-D2	2.65	2.89	3.45	2.63	3.08	3.33	3.89	2.98	3.07	2.77	3.07
BAAC-D3	2.67	2.82	3.28	2.28	2.69	3.01	3.45	2.67	2.76	2.41	2.80
BAAC-D4	2.55	2.77	3.59	2.79	3.25	3.64	3.88	3.04	3.14	2.80	3.14
BAAC-D5	2.61	2.83	3.69	2.85	3.31	3.69	4.01	3.14	3.25	2.95	3.23
BAAC-D6	2.57	2.79	3.58	2.75	3.21	3.67	3.95	3.20	3.28	2.85	3.17
BAAC-D7	2.79	2.97	3.60	2.66	3.08	3.36	3.80	2.84	2.97	2.69	3.07
BAAC-D8	3.16	3.38	3.86	3.11	3.57	3.85	4.29	3.21	3.39	3.63	3.54
BAAC-D9	2.56	2.76	3.39	2.52	2.96	3.27	3.72	2.88	2.97	2.58	2.96
BAAC-D10	2.63	2.84	3.63	2.82	3.26	3.58	3.97	3.01	3.12	2.91	3.17
BAAC-D11	3.38	3.82	4.19	3.41	3.94	4.31	4.65	3.54	3.69	3.97	3.89
BAAC-D12	3.35	3.40	3.79	2.88	3.39	3.49	4.26	3.11	3.32	3.13	3.41
BAAC-D13	3.32	3.41	4.14	3.36	3.86	4.18	4.59	3.46	3.55	4.04	3.79

표 5. 의료영상의 무손실 압축을 위해 적응 예측기를 사용한 서로 다른 압축 기술간의 화소당 비트수(BPP) 비교  
( $M_i=2, M_j=5, MFS수=3, LFS수=2, \omega=3$ )

Table 5. The bit/pixel(BPP) values of the Different Compression Techniques using Adaptive predictors for the Lossless Compression of Medical Images( $M_i=2, M_j=5, \# \text{ of } MFS=3, \# \text{ of } LFS=2, \omega=3$ )

영상샘플 부호화방식	영상1	영상2	영상3	영상4	영상5	영상6	영상7	영상8	영상9	영상10	BPP
CAC-AD6	3.44	3.70	4.29	3.78	4.20	4.52	4.68	3.90	3.92	3.83	4.00
BAAC-AD1	2.64	2.87	3.75	2.94	3.38	3.74	4.10	3.21	3.33	2.95	3.29
BAAC-AD2	2.57	2.80	3.52	2.69	3.12	3.45	3.87	3.08	3.18	2.72	3.10
BAAC-AD3	2.52	2.72	3.33	2.54	2.95	3.28	3.72	2.91	3.01	2.60	2.95
BAAC-AD4	3.12	3.41	4.21	3.55	4.04	4.33	3.80	3.47	3.60	3.48	3.70
BAAC-AD5	3.32	3.36	4.26	3.59	4.09	4.45	4.71	3.55	3.70	3.77	3.88
BAAC-AD6	2.77	3.09	3.93	3.13	3.61	3.96	4.29	3.30	3.44	3.25	3.47

표 6. 산술 부호기와의 복잡성 비교  
Table 6. The proposed coding method vs. arithmetic coding.

구간 분할 횟수	연산 종류	곱셈	덧셈	비트 이동 연산
		연산	연산	
산술 부호기	정규 구간 부분할	2	3	0
	한 회당 구간 정규화	3	3	0
제안된 부호화 방식	정규 구간 부분할	0	5	0
	한 회당 구간 정규화	0	1 또는 0	최소 $\geq 2$ , 최대 $< 8$

측기를 사용한 이진 적응 산술 부호기가 적용되고  $\omega$  가 1인 경우 10개 영상 샘플에 대해 화소당 4.24 비트의 평균 엔트로피를 보여준다. 반면에 맨 아래 curve는 동일한 조건에서  $\omega$ 가 3인 경우 화소당 3.39 비트

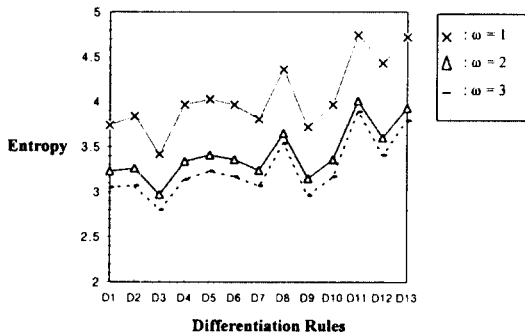


그림 13. D1부터 D13까지 적용된 이진 적응 산술 부호기의 엔트로피 결과

Fig. 13 The entropy of the Binary Adaptive Arithmetic Coder with D1 to D13.

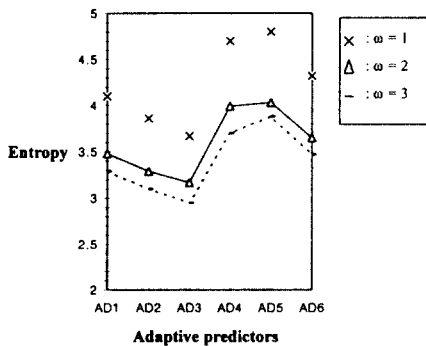


그림 14. AD1부터 AD6까지 적용된 이진 적응 산술 부호기의 엔트로피 결과

Fig. 14 The entropy of the Binary Adaptive Arithmetic Coder with AD1 to AD6.

의 평균 엔트로피를 보여 준다. 본 결과에서 알 수 있듯이 제안된 방법은 가중치가 3인 경우 가장 좋은 압축 결과를 보여줌을 확인 할 수 있다.

### V. 결 론

본 논문에서는 의료영상을 효과적으로 무손실 압축하는 알고리즘을 제시한다. 제안된 알고리즘의 특징은 먼저 부호화 시작 단계에서 차분 규칙 또는 적응 예측 기법을 사용하여 차분 영상 영역을 구한다. 두 번째 단계에서 이웃 차분 영상값이 조합되어 context가 결정되며, 세번째 단계에서 현재 부호화될 차분 영상값과 모델 템플릿상의 차분 영상값들 사이의 극성 일치율을 갖는 심볼의 빈도수가 추정되고, 적응적인 심볼 교환 알고리즘이 적용된다. 이로부터 context와 연관된 MFS심볼들과 LFS심볼들을 획득한 후, 마지막 부호화 단계에서 이진 적응 산술 부호기는 부호화시 요구되는 이진 판단 트리로부터 차분 영상값이 MFS심볼들 중 어느 값과 같은지 또는 LFS 심볼들 중 어느 값과 같은지에 따라 이진 판단을 수행하며 영상 부호화를 진행한다. 그 어느쪽에도 속하지 않은 경우 차분 영상값은 여분의 부호화 효율을 얻기 위해 허프만 부호어가 할당된다.

CT 슬라이스 열에 대한 압축 실험 결과로부터 제안된 기법은 JPEG 무손실 예측기에 산술 부호기를 적용한 경우보다 최대 33% 낮은 엔트로피를 보여준다. 또한 차분 예측기 및 적응 예측기에 적용된 산술 부호기와 비교하여 볼 때 최대 23%의 낮은 엔트로피를 보여주고 있다. 본 방법의 특징은 그레이 스케일 공간을 이진 공간 열로 분할하지 않고 바로 그레이 스케일 의료 영상에 적용할 수 있다는 점이다. 특히, 산술 부호화 구간을 순환적으로(recursively)부분할 할 경우 기존의 산술 부호기의 곱셈 연산이 아닌 덧셈 및 비트이동 연산만이 사용되기 때문에 부호기의 복잡성이 감소한다. 따라서 제안된 방법은 의료 PACS에 적용되어 의료 영상의 무손실 압축에 효과적으로 사용될 수 있음을 알 수 있다. 본 논문에서 제안된 알고리즘에 있어서 앞으로 진행해야 할 과제는 알고리즘의 하드웨어적인 구현을 위한 ASIC 설계의 연구가 필요하다.

### 참 고 문 헌

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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 *Proceeding on SPIE Picture Archiving and Communication Systems(PACS III)*, Vol. 418, pp. 201-207, 1983.
5. G. G. Landon, "An Introduction to Arithmetic Coding," *IBM J. Res. Develop.* 28, 135, 1984.
6. Paul G. Howard, and Jeffrey Scott Vitter, "Arithmetic Coding for Data Compression," *Proceedings of IEEE*, Vol. 82, No. 6, pp. 857-865, June 1994.
7. International Organization for Standardization, ISO/IEC JTC1/SC29/WG10 JPEG International Standard(IS) 10918-1, "Annex H(Lossless mode of operation)" In *Digital Compression and Coding of Continuous-Tone Still Images-Part I: Requirements and Guidelines*, 1992.
8. Yousef W. Nijin, Samuel D. Stearns, and Wasfy B. Mikhael, "Differentiation Applied to Lossless Compression of Medical Images," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 15, No. 4, pp. 555-559, August 1996.
9. P. Roos, M. A. Viergever, and J. H. Peters, "Reversible Intra-frame Compression of Medical Images," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, Vol. 7, No. 4, December 1988.
10. Majid Rabbani, and Paul W. Jones, *Digital Image*

*Compression Techniques*, SPIE Optical Engineering Press, Bellingham, Washington, 1991.

11. International Organization for Standards, ISO/IEC JTC1/SC 29/WG9 JBIG International Standard(IS) 11544, "Arithmetic Coding", In *Information Technology-Coded Representation of Picture and Audio Information-Progressive Bi-level Image Compression*, 1992.



池 昌 宇(Chang-Woo Jee) 정회원

1965年 8月 20日生

1989年 2月 : 한양대학교 전자계산학과 졸업(공학사)

1991年 2月 : 한양대학교 전자계산학과 졸업(공학석사)

1991年 3月~1995年 2月 : 한양대학교 전자공학과 박사과정 수료

1991年 2月~1994年 9月 : 생산기술연구원 전자정보 시스템센터 연구원

1994年 10月~현재 : 전자부품종합기술연구소 시스템 연구1팀 전임 연구원

※주관심분야: 영상 부호화 및 영상 압축, Video-On-Demand 서버 및 DSMCC User-User 개발 등.

朴 成 漢(Sung-Han Park)

정회원

한국통신학회 논문지 1996년 제 21권 제 11호 참조