

가변 블록을 이용한 의료영상 무손실 압축

이종실·권오상·구자일·한영환*·홍승홍

인하대학교 전자공학과, 상지대학교 전산학과*
(1998년 4월 6일 접수, 1998년 7월 22일 채택)

A Lossless Medical Image Compression Using Variable Block

J.S. Lee, O.S. Kwon, J.Y. Koo, Y.H. Han*, S.H. Hong

Department of Electronic Engineering, Inha University,

*Department of Computer Science, Sangji University

(Received April 6, 1998, Accepted July 22, 1998)

요약: 본 논문에서는 영상에서 국부적 중복성과 전역적 중복성을 생기게 하는 두 가지 특성인 완만함과 유사성에 대해서 연구하였다. 완만함은 주어진 한화소 주위의 화소 값들은 갑자기 변화되지 않고 서로 상관관계를 가지면서 점차적으로 변화한다는 것이다. 유사성은 한 영상내의 어떤 패턴들이 영상의 나머지 부분에서 반복된다는 것이다. 이런 관점에서 두 가지 중복성을 이용하여 무손실 의료 영상압축 방법을 제안한다. 제안한 방법은 간단한 알고리즘을 이용하여 영상을 가변 블록으로 분할한 후, 각 블록의 특성에 따라 부호화를 행한다. 제안한 의료 영상 압축 방법은 기존의 무손실 압축방법인 허프만 부호화, 산술 부호화, 램펠-지브 부호화, HINT, 하나의 예측기를 이용한 무손실 방법인 JPEG보다 10~40[%] 정도의 압축률이 개선되었다.

Abstract: We studied two image characteristics, the smoothness and the similarity, which give rise to local and global redundancy in image representation. The smoothness means that the gray level values within a given block vary gradually rather than abruptly. The similarity means that any patterns in an image repeat itself anywhere in the rest of the image. In this sense, we proposed a lossless medical image compression scheme which exploits both types of redundancy. The proposed method segments the image into variable size blocks and encodes them depending on characteristics of the blocks. The proposed compression schemes works better 10~40[%] than other compression scheme such as the Huffman, the arithmetic, the Lempel-Ziv, HINT(Hierarchical Interpolation) and the lossless scheme of JPEG with one predictor.

Key words: Compression, Variable block size, Segmentation, Redundancy

서 론

최근 병원에서 사용되고 있는 의료 영상들은 정보처리기술의 발달로 인하여 점차적으로 디지털로 바뀌어 가고 있다. 컴퓨터

단층촬영(CT:Computed Tomography)이나 자기공명상(MRI:Magnetic Resonance Image)은 자체적으로 디지털 신호를 만들어 내며, 기존의 다른 진단용 영상도 필름 스캐너(film scanner) 등을 이용하여 디지털로 바꾸어 저장하여 진단에 이용하고 있다. 디지털화된 의료영상의 크기는 영상 기기의 종류에 따라 다르다. X선 컴퓨터 단층촬영(CT)의 경우 512x512가 대부분이며, RI와 초음파 영상의 경우 256x256이 주로 이용된다.

핵의학 영상의 경우 그 해상도가 떨어지므로 64x64에서 256x256 정도의 저해상도 영상이 사용된다. PACS(Picture Archiving and Communication System)와 같은 디지털 의료

본 연구는 1995년도 인하대학교 교내 연구비 지원으로 이루어졌음.
통신저자: 이종실, (402-751) 인천광역시 남구 용현동 253번지 인하대학교 전자공학과,
Tel. (032)868-4691, Fax. (032)868-3654,
E-mail: belllee@shinbiro.com

영상을 다루는 분야에서도 진단의 가치를 떨어뜨리지 않으면서 경제적인 저장과 전송을 위한 압축기술이 요구된다.

영상 압축은 복원 후 영상정보의 손실 여부에 따라서 손실 압축과 무손실 압축으로 분류될 수 있다. 대표적인 변환 부호화 기법인 DCT(Discrete Cosine Transformation)에 기반을 둔 JPEG(Joint Photographic Experts Group)과 MPEG(Moving Picture Experts Group)기법은 손실압축으로서 인간의 시각체계를 이용하여 정보의 손실을 가져옴에 비해 높은 압축률을 기대하는 방법이다. 그러나 의료 영상은 질병의 진단이라는 특수한 상황 때문에 고화질을 요구하고, 압축된 코드로부터 데이터를 복원하는데 걸리는 시간이 매우 짧아야 한다. 따라서 높은 압축률을 갖는 손실 압축보다는 수학적으로 전혀 손실이 없는 무손실 압축방법이 선호되어 왔다. 무손실 압축방법은 허프만(Huffman) 부호화, 램펠지브(Lempel-Ziv) 부호화, 산술 부호화(arithmetic coding)와 같은 엔트로피 부호화(entropy coding) 기법을 사용하여 구현할 수 있다. 그리고 주로 의료영상의 무손실 압축에 있어 제안된 알고리즘으로는 상기 서술한 방법 이외에 HINT(Hierarchical Interpolation), DP(Difference Pyramid), Bit-Plane 인코딩, 블록코딩 등이 있다.

HINT는 서브샘플링(subsampling)에 근거한 가변 해상도 피라미드(pyramid Coding)방법으로 먼저 원영상의 해상도를 가로, 세로 각각에 대해 1/2로 축소하고 가장 저해상도를 부호화하고, 축소(저해상도)된 영상을 보간법(interpolation)을 이용하여 2배로 확장하여 원영상과의 차를 부호화 하는 방법이다. 이 방법은 보간할 때 저해상도의 한 화소로부터 보간법을 이용하여 상위 피라미드의 4화소를 보간하므로 근사 무손실에 해당된다.

DP는 HINT와 같이 가변 해상도 모델에 근거한 또 다른 압축방법으로 평균 피라미드와 차 피라미드로 구성되어진다. HINT와 유사한 방법이나 압축률이 떨어진다고 알려져 있다[1].

상기 기술한 방법에 일반적으로 차등 펄스코드변조(differential pulse code modulation)와 같은 예측 부호화(predictive coding) 기법을 병행하면 압축 효율을 더 높일 수 있다[1-5].

일반적으로 영상 부호화를 행하는데 응용되는 변환 부호화 기법과 벡터 양자화(VQ) 기법들은 모두 블록 단위의 부호화 방식이다. 실제적인 구현에 있어서 블록의 크기는 효율이나 벡터 양자화의 구현 가능성에 결부되어 결정되며, 일정한 블록 크기를 고정적으로 사용하는 경우가 대부분이다. 따라서 블록 크기를 국부적인 특성에 따라 변화시키면 가변 전송률 방식의 부호화를 효과적으로 수행할 수 있으며, 이들 기법들은 블록 크기를 적응적으로 변화시킨다고 해서 가변 블록 기법이라고 호칭한다. 가변 블록으로 분할하는 방법에는 첫째로 시각적인 특징에 근거한 분할 기준으로서 가장자리에 따른 분할이 있으며, 해당 블록 내에 가장자리 포함 여부에 따라 블록 분할을 결정하는 방법이다. 이 방식은 시각적인 이점은 있지만 부호화 성능에 대한 배려가 부족하다는 문제점이 있다.

두 번째 분할 기법에는 가장 손쉽게 사용할 수 있는 기준치에

의한 분할이다. 기준치에 의한 분할 기법으로는, 국부적인 평균의 변화에 따른 분할과, 국부적인 변화 및 인접 블록의 분산 변화에 따른 분할과 같이, 변화량에 대한 기준치에 의한 분할들이 있다.

평균 변화에 따른 분할 기법은 매우 낮은 대비의 가장자리 검출이 힘들어서 분할이 부족하게 이루어지는 문제점이 있다. 나머지 두 경우들은 국부적인 변화에 지나치게 민감하여 분할이 과도하게 될 가능성이 크다. 즉 분할에 대한 기준치 설정이 객관적으로 결정하기 힘들다는 문제점이 있다. 그러나 부호화에 직접적으로 연관된 성질에 대한 기준치를 설정할 경우 단순히 임계값만을 설정함으로써 분할 속도를 높일 수 있다. 특히 의료영상인 경우에는 특이한 영상으로 미리 기준치를 설정하여 압축을 행하여 실험적으로 최고치의 압축률을 보이는 임계값을 구하여 다른 의료영상에 적용하였을 때의 압축률은 거의 비슷한 최고치를 가지므로 이 영상 분할 방법이 의료 영상을 분할하는데 적합하다.

세번째 기법은 부호화 성능에 대한 간단한 비교를 통하여 분할하는 기법이 있고, 마지막으로 부호화 성능의 객관적 기준인 전송률-왜곡치 기준 최적화에 의한 분할 기법이 있다[6].

의료영상이 일반 데이터와 가장 큰 차이점은 중복성의 존재이다. 영상신호에는 상당히 많은 양의 중복된 정보가 들어 있기 때문에 디지털 신호처리의 압축 또는 부호화 과정을 통해 중복된 정보를 제거하여 디지털 영상정보의 기억용량을 줄임으로서 압축을 행할 수 있다.

본 논문에서는 여러 가지 의료영상을 가변블록으로 분할하여 각각 블록의 특성에 맞는 압축방법을 사용하여 국부적·전역적 중복성을 줄여서 압축을 행하였다.

가변블록을 이용한 압축 알고리즘

1. 국부적·전역적 중복성

영상신호는 일반 데이터와 달리 상당히 많은 양의 중복된 정보가 포함되어 있다.

디지털 영상에서의 중복성은 한 화소 주위의 화소 값들은 갑자기 변화되지 않고 서로 상관관계를 가지면서 점차적으로 변화하는데서 기인하는 국부적 중복성(local redundancy)과 한 영상내의 어떤 패턴들의 반복에서 기인하는 전역적 중복성(global redundancy)이 존재한다.

국부적 중복성(Local Redundancy)

한 화소 주위의 값들은 갑자기 변화되지 않고 서로 상관관계를 가지면서 변화한다. 일류미네이션(illumination) 효과는 이런 특성을 더 크게 나타나게 한다. 이 특성은 또한 완만함(smoothness)이라 불린다. 완만함의 척도는 한 블록내, 또는 어떤 영역 내에 있는 화소들의 최대·최소 그레이 레벨의 차이이다. 최대·최소 그레이 레벨의 차가 0이면 이 블록내의 화소 값들은 동일한

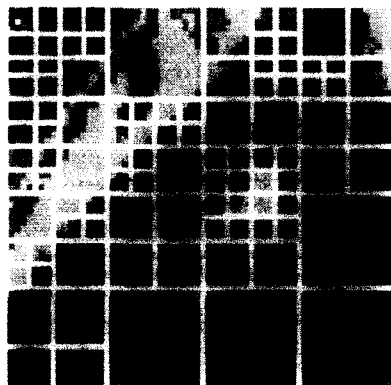


그림 1. Lena 영상에 대한 영상분할 예
Fig. 1. Example of segmentation for Lena image

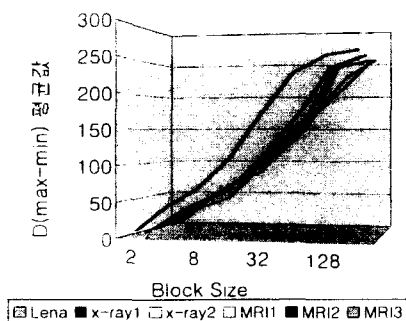


그림 2. 블록의 크기에 따른 차(d)의 평균분포
Fig. 2. Average distribution of d values according to block size

그레이 레벨임을 의미한다. 만약 이 블록을 압축할 경우 줄 길이 부호화(RLC)를 이용하여 반복되는 값과 반복 횟수를 저장하여 압축을 행할 수 있다[7]. 만일 이 블록내의 값이 0이 아닐 경우, 일반적으로 블록내의 값들의 차는 매우 적다. 따라서 임의의 블록은 이 블록 내에 있는 최소 그레이 레벨과 주위의 화소 값들과의 오프셋(offset)으로 표시될 수 있다. 각 오프셋은 식 (1)과 같이 N비트를 가지고 부호화 될 수 있다.

$$N = \lceil \log_2 V_{th} \rceil + 1 \tag{1}$$

어떤 특정한 값을 임계값(V_{th} : Threshold Value)으로 정하여 이 값보다 적을 경우 최소 그레이 레벨과 오프셋만을 저장하여 압축을 행한다. 따라서 적절한 기준치(임계값)를 정하는 것이 매우 중요함을 알 수 있다. 그림 1은 Lena 영상의 임계값에 따른 영상 분할을 보여주고 있다.

그림 1에서 화소 값의 변화가 적은 영역은 큰 블록으로 표시되고 변화가 심한 영역은 세밀하게 분할됨을 알 수 있다.

일반적으로 블록이 커지면 그 해당 블록 내에 있는 화소 값의 최대치와 최소치 사이의 차는 커지게 된다. 블록의 크기에 따른 블록내의 최대치와 최소치 사이의 차의 평균 분포는 그림 2와

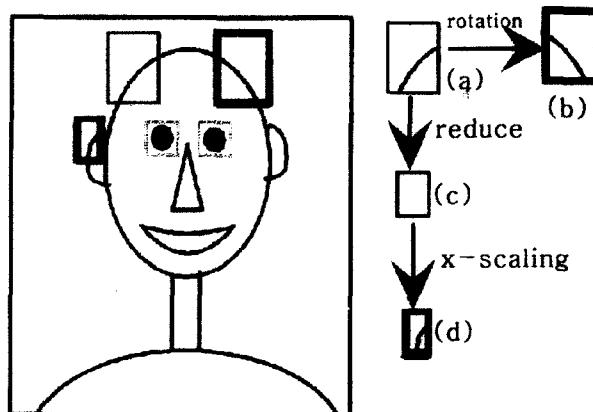


그림 3. 프랙털 부호화 과정의 예
Fig. 3. An example of fractal encoder

같다. 그림 2에서 여러 영상을 대상으로 할 때 차의 분포가 일관성을 보임을 알 수 있다. 그림 2에서 사용된 영상은 Lena 영상과 MRI, X선 영상이다.

전역적 중복성

전역적 중복성은 일반적으로 영상 내에서 어떤 패턴들의 반복에 의해 생기게 되는 중복성이다. 즉, 한 영상에서 밝기 패턴이 반복되는 통계적 유사성에 근거한다. 전체적인 영상에서 어떤 한 블록이 n번 반복된다면 n-1번은 그 좌표 값을 저장하여 압축을 행할 수 있다.

일반적인 영상의 블록의 크기에 따른 블록의 중복성 즉 전역적 중복성은 블록이 작을 때 더 두드러진다. 그래서 본 연구에서는 마지막 단계인 2x2 블록에서만 전역적 중복성을 고려했으며, 이때 만일 중복된 블록이 존재한다면 반복되는 블록의 좌표만을 저장하므로 50[%]의 압축률을 얻을 수 있다. 2x2의 블록은 4개의 화소 값이 존재하는데 좌표만을 저장하므로 2바이트를 이용하여 저장한다. 이 방법은 프랙털 부호화에서 사용되고 있다. 프랙털에서는 영상을 아주 작은 단위로 나누어 보면 각 단위는 유사한 형태로 표현될 수 있다는 생각 하에 공통으로 쓸 수 있는 기본 형태를 찾는다. 일정한 크기의 블록 영상을 기본 형태로 하여 이것을 확대, 축소, 회전 등의 기하학적 변환 및 밝기 값의 스케일링 등을 통하여 전체 영상 내에서 유사성(similarity)을 조사하여 기본 형태와 변환 정도로 전 영상을 표현할 수 있다.

그림 3은 프랙털 부호화 과정의 한 예를 보여주고 있다. 그림 3에서 (a)가 나타내는 영상의 영역을 회전하면 (b)로 표시될 수 있고 스케일링을 하면 (d)와 같은 영역으로 표시될 수 있다. 프랙털 방법의 가장 치명적인 단점은 압축하는 데 시간이 많이 걸린다는 것이다. 즉, 실시간 부호화가 어렵다는 이유로 실시간 영상 서비스 위주의 연구에서 다소 밀려나 있으나 MPEG-4의 응용분야 중 멀티미디어 응용이나 자료 검색 등 실시간 부호화를 필요로 하지 않는 분야에서는 영상의 화질 및 고압축률이 우

선적이라는 면에서 연구가 계속되고 있다[8,9]. 프레임 내의 유사성만을 이용한 프레임내 처리에선 압축률이 높을 경우, DCT 보다 우수함이 입증되어 있다. 본 논문에서는 시간문제를 해결하기 위해서 그림 3에서 나타나 있는 회전, 확대 등의 기하학적인 변환이나 스케일링을 하지 않고 그냥 동일한 블록만을 찾음으로서 중복성을 줄일 수 있었다.

2. 제안한 알고리즘의 전체적 구조

제안한 압축 방법의 개괄적인 순서도는 그림 4와 같다. 먼저 원영상을 일정한 크기($K \times K$)의 블록으로 나누고 각각의 블록에 대해서 다음 절차를 적용한다. 만일 블록내의 모든 화소가 같은 값을 가지면 줄 길이 부호화 방법을 적용하여 부호화하고, 블록내의 값의 변화 정도가 미리 정해 놓은 임계값보다 작으면 차이만을 부호화한다. 물론 한 바이트를 이용하여 최소값도 저장하여야 한다. 위의 두 가지를 만족하지 않을 때는 블록을 네 개의 소블록($\frac{K}{2} \times \frac{K}{2}$)으로 나눈다. 네 개의 소블록 각각에 대해서 국부적 중복성을 없애기 위해서 위의 두 방법을 적용한다. 이런 절차를 계속 행하여 2×2 의 블록이 될 때까지 블록을 분할하여 위의 두 가지를 적용한다. 블록의 크기가 2×2 일 때는 더 큰 블록들과는 다른 순서를 적용한다. 즉, 모든 화소 값이 동일하면 줄 길이 부호화를 적용하고 이를 만족하지 않으면 현재의 블록 주위에 동일한 블록이 존재하는지를 검색한다. 동일한 블록이 존재한다면 현재의 블록으로부터 동일한 블록이 처음 발생했던 위치사이의 거리를 저장하여 압축을 행하고 위의 두 가지를 모두 만족하지 않고 임계값보다 작으면 차만을 저장하여 부호화한다. 만일 블록내의 화소들의 값이 임계값보다 클 경우에는 4개의 화소 값들을 압축 없이 저장한다.

2×2 보다 큰 블록들에 대해 적용했던 순서와 동일하게 첫단계로서 임계값을 이용하여 차를 부호화 하는 방법을 적용할 경우 전역적 중복성의 기여도는 상당히 줄어들게 되어 압축률은 떨어지게 된다. 그러므로 마지막 단계인 2×2 블록에 대해서 전역적 중복성을 충분히 줄이는 것이 필요하다. 마지막 단계인 2×2 블록에 대해 주위의 같은 블록 존재 유무를 탐색시 메모리에 많은 소블록을 저장할 경우 메모리 문제뿐만 아니라 탐색하는 데 시간이 상당히 걸린다. 따라서 적절한 메모리 용량을 사용함으로써 큰 효율을 얻을 수 있다. 많은 소블록이 들어가도록 버퍼를 할당한다고 해도 그다지 압축률에는 영향을 주지 못한다. 그리고 헤더를 붙이는데 효과적으로 나타내기 위해서는 동적 허프만 부호화(Dynamic Huffman encoding)를 적용하여 효율을 높였다.

그림 4는 제안한 방법의 흐름도를 보여주고 있다. 먼저 원영상을 동일한 크기의 $K \times K$ 로 분할한다. $K \times K$ 크기로 분할된 영상은 제안한 영상 압축방법의 입력 데이터가 된다. 실험을 통하여 얻어진 임계값(Limit_Differ)을 이용하여 입력된 블록내의 화소 값들의 최대값과 최소값 사이의 차(D)가 임계값(Limit_Differ)보다 작고 D 가 0이면 줄 길이 부호화를 행한다. 만약 0

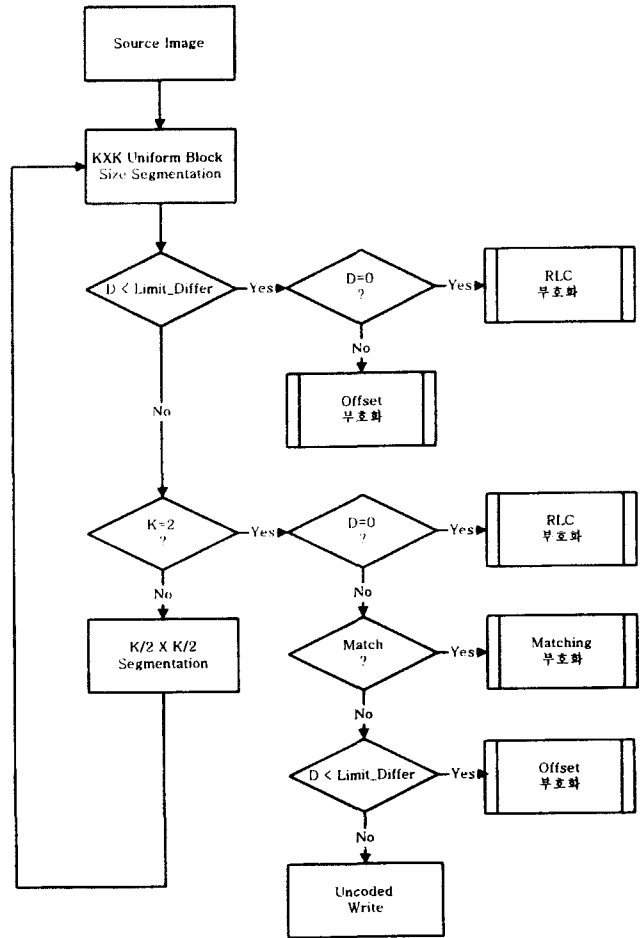


그림 4. 제안한 영상 압축방법의 흐름도
Fig. 4. Flowchart of proposed image compression scheme

이 아니면 오프셋 방법을 이용하여 부호화를 행한다. 임계값보다 큰 경우에 대해서는 입력된 블록을 4개의 소블록으로 분할하여 상기 두 가지 방법을 적용시킨다. 위와 같은 절차를 블록의 크기가 2×2 가 될 때까지 계속 행한다. 2×2 블록에 대해서 D 값이 0이면 줄 길이 부호화를 행하고 그렇지 않으면 다음과 같은 절차를 행한다.

주위에 동일한 블록이 존재하는지를 검색하여 동일한 블록이 발견되면 그 좌표만을 부호화한다. 동일한 블록이 존재하지 않을 경우에는 임계값보다 적으면 오프셋 부호화를 행하고 위의 과정을 모두 만족하지 않을 때는 부호화 없이 저장을 행하여 압축을 행한다.

마지막 단계에서 본 알고리즘은 무손실 압축을 기본으로 하고 있기 때문에 동일한 블록만을 검색하였으나 검색이 가장 근사한 블록으로 대체함으로써 근사 무손실 압축을 행할 수 있다.

실험 및 고찰

제안한 영상 압축방법의 마지막 단계인 2×2 블록에서 동일

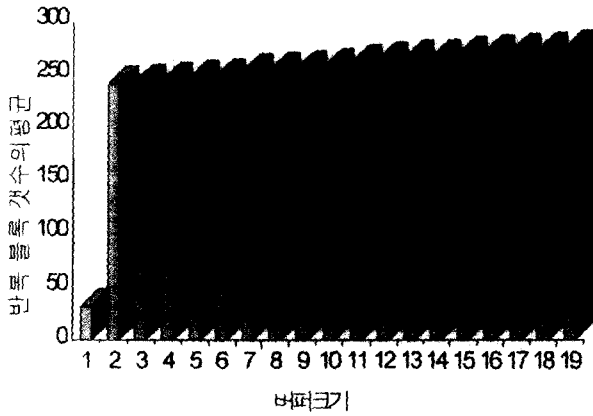


그림 5. 버퍼크기에 따른 반복 블록 개수의 평균
Fig. 5. The average value of repeating blocks according to buffer size

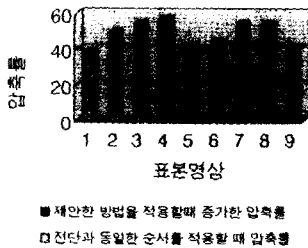


그림 6. 전역적·국부적 중복성을 이용한 압축률
Fig. 6. Compression ratio using global and local redundancy

한 블록이 존재하는지를 검색할 때 버퍼의 크기를 크게 하면 압축률은 높아지나 시간이 많이 걸리게 된다. 따라서 다음과 같은 실험을 통해 버퍼의 크기를 정함으로써 시간을 기존의 압축방법과 같은 시간을 가지면서 압축률을 높이는 데 중점을 두었다.

그림 5는 일곱 개의 의료 영상을 대상으로 하여 버퍼의 크기에 따라 반복되는 블록의 개수를 평균한 것이다.

그림 5에서 버퍼 크기가 2이상이면 반복되는 블록 평균값은 일정함을 보여주고 있다. 따라서 영상은 동일한 블록이 그 주위에 주로 발견됨을 알 수 있다. 본 논문에서는 버퍼의 크기를 16으로 하였으며 이때 속도는 기존의 방법들과 차이가 없었다.

제한한 알고리즘에서 전역적 중복성을 제거하기 위해서는 마지막 단계인 2x2 블록에 대한 적용순서가 매우 중요하다. 만일 전단과 같은 절차로 압축을 행한다면 전역적 중복성을 거의 제거할 수가 없다. 그림 6은 전단과 동일한 순서를 적용했을 때의 압축률과 본 논문에서 제안한 순서에 의해 압축을 행했을 때의 압축률의 증가분을 보여주고 있다. 그림에서 나타난 제안한 순서 즉, 전역적 중복성의 제거에 의한 압축률의 증가를 보여주고 있다.

따라서 동일순서를 적용한 것은 주로 국부적인 중복성을 제거하여 압축을 행한 것이고 압축률의 증가분은 국부적 및 전역적

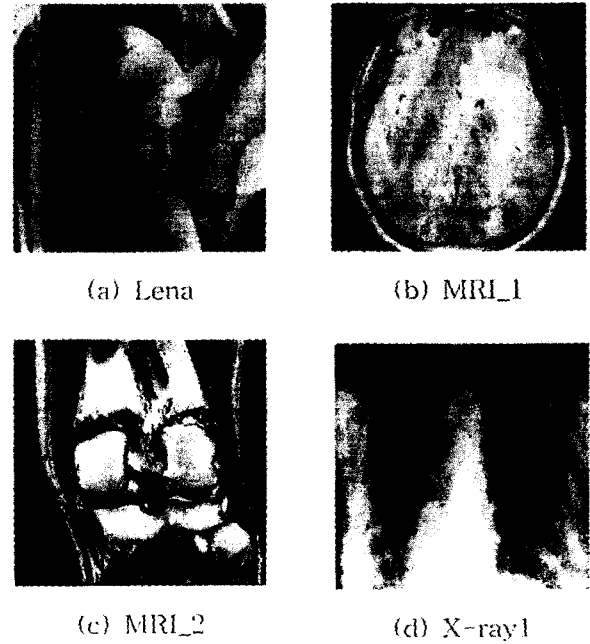


그림 7. 실험에 사용된 일반적인 영상
Fig. 7. General images used in experiment

중복성을 제거하여 압축을 행한 것이다.

그림 7은 실험에 사용된 영상으로 Lena 영상 및 MRI, X-ray의 대표적인 영상을 보여주고 있다.

제한한 알고리즘의 성능을 평가하기 위해서 CP(compression performance)를 비교하여 그 결과를 표 1, 표 2에 나타내었다. CP는 식 (2)와 같다[7].

$$CP = \frac{Original\ image\ size - Compressed\ image\ size}{Original\ image\ size} \times 100 \quad (2)$$

여러 가지 다른 방법들과 비교를 하였는데 이 비교되는 방법 들로는 다음과 같다.

- H : Huffman coding scheme (without a predictor)
- LZ : Lempel-Ziv(Unix Compression) scheme
- LZ77 : Unix Gzip scheme(PC에서 재컴파일하여 PC에서 사용함)
- JPEG : Absolutely lossless compression scheme with 1st order predictor.
- HINT : Hierarchical Interpolation
- P : Proposed scheme.

위와 같은 압축방법과 제안한 방법을 이용한 결과를 표1, 표2에 나타내었다.

표 1. Lena 영상 및 MRI에 대한 압축률

Table 1. Compression ratio for Lena image and MRI images

[단위: %]

영상 \ 압축방법	H	LZ	LZ77	JPEG	HINT	P
Lena	7	6.69	10.6	34	37	42
MRI_1	14	28.75	28.5	44	45	49
MRI_2	22	40.83	43.1	49	45	55
MRI_3	22	43.84	46.6	54	51	60
MRI_4	9	15.8	15.8	36	42	44
MRI_5	7	12.4	12.4	32	45	45
MRI_6	16	24.9	24.9	43	53	54
MRI_7	18	28	28	46	48	56
MRI_8	9	15	15	37	37	40

표 2. X-ray영상에 대한 압축률

Table 2. Compression ratio for X-ray images

[단위: %]

영상 \ 압축방법	H	LZ	LZ77	JPEG	HINT	P
X-ray1	48	64.5	63.3	46	53	64
X-ray2	48	62.67	62.3	46	55	63
X-ray3	49.8	65.67	64.5	45	43	61
X-ray4	43	63.50	61.8	45	48	64.7
X-ray5	49	62.06	60.9	44	45	63
X-ray6	45	63.28	61.8	44	48	59
X-ray7	47	62.74	61.4	45	48	63
X-ray8	49	64.52	63.38	43	52	65

표 2에서 X선 영상에 대해 사전식 방식인 LZ과 LZ77은 다른 방법에 비해 압축률이 높은 이유는 다른 방법들은 인접한 화소값을 이용하나, 사전식 방법은 여러 화소 값들에 대해 사전을 만들어 압축을 행하므로 X선 영상과 같이 해상도가 낮은-영상의 변화가 적은- 영상에서는 사전식 방식이 높은 압축률을 가짐을 알 수 있다[1]. 그러나 제안한 방법은 MRI와 같이 복잡한 영상뿐만 아니라 X선 영상과 같이 영상의 변화가 적은 영상에 대해서도 만족할 만한 압축률을 기대할 수 있다.

그림 8은 여러 가지 압축 방법 및 제안한 압축방법에 대해 압축을 행할 때 소요되는 시간을 나타내었다. 영상의 실험에 사용된 MRI 및 X선 영상을 대상으로 하여 소요된 시간을 평균한 값들이다. 실험환경은 C++로 프로그래밍 하였으며 펜티엄 150Mhz 상에서 실행한 결과이다.

결 론

일반적인 블록 부호화는 전역적인 중복성에 중점을 두어 이를

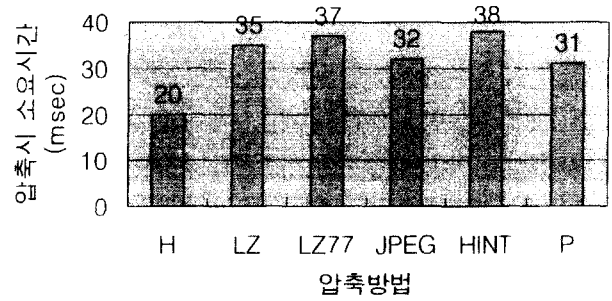


그림 8. 압축시 소요 시간

Fig. 8. The Elapsed time during the compression

제거하여 압축을 행하나 본 논문에서 제안한 가변블록을 이용한 영상의 압축방법은 국부적·전역적 중복성을 제거함으로써 기존의 무손실 압축 방법들과 실행속도의 차이 없이 압축률을 증가시켰다. 제안한 알고리즘에서 중요한 변수는 임계값 D이다. 초기 입력블록은 8x8 블록이므로 블록내의 최대값과 최소값은 크지 않고, 실제로 압축을 행할 때 비트 단위를 기본으로 하고 있기 때문에 2ⁿ으로 임계값을 정하면 된다.

의료영상을 대상으로 하였을 때 10~16일 때 가장 최적의 압축률을 얻을 수 있었다. 따라서 임계값을 16으로 하였다. 그리고 속도를 빠르게 하기 위해서 동일한 블록을 검색하는 버퍼의 크기는 16으로 작게 하였다. 이를 적용하여 실험을 행하였을 때 MRI에 대해서는 다른 압축방법인 LZW, 허프만 부호화, JPEG 보다 17~40[%] 정도의 압축률이 개선되었고, X-ray 영상에 대해서는 8~20[%] 정도의 압축률이 개선되었다. 본 논문에서 제안한 방법은 무손실 압축방법에만 적용가능 한 것은 아니다. 마지막 단계에서 버퍼의 값과의 차를 제한함으로써 가장 작은 차를 갖는 블록으로 대체하여 근사 무손실 압축에 응용이 가능하다. 또 다른 응용분야로서 근래에 대두되는 문제로서 어떤 영상을 DB로부터 이끌어 낼 때 특징으로서 가장 간단한 방법으로 제안한 방법을 이용한 압축률을 이용하여 쉽게 원하는 영상에 근접할 수 있을 뿐만 아니라 영상의 분류화에도 이용이 가능하다. 다른 변환부호화 방법과는 달리 제안한 압축방법을 이용할 경우, 압축률은 영상의 복잡도를 대표할 수 있으므로 압축률을 이용한 영상의 분류 및 검색에 용이하리라 본다.

참 고 문 헌

1. Stephen Wong, Loren Zaremba, et al., "Radiologic Image Compression: A Review", Proc. of the IEEE, Vol. 83, No. 2, 1995
2. G. R. Kuduvalli and R. M. Rangayyan, "Performance analysis of reversible image compression techniques for high-resolution digital teleradiology", IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 11, pp.430-445, Sept.1993
3. P. Roos, M. A. Viergever, M. C. A. Van Dijke, and J.

- H. Peters, "Reversible intraframe compression of medical images", IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 7, pp.328-336, 1988
4. M. Das and S. Burgent, "Lossless compression of medical images using two-dimensional multi-plicative autoregressive models", IEEE Trans. Medical Imaging, Vol. 12, 1993
5. William B. Pennebaker, Joan L. Mitchell, *JPEG Still image Data Compression Standard*, VNR, New York, 1993
6. 김종원, "계층적 가변 블록 크기를 이용한 움직임 영상 부호화", 박사학위논문, 서울대, 1994
7. Gilbert Held, *Data Image Compression Tools and Techniques*, WILEY, pp.68-343, 1996
8. 김용환, 이상미, 안치득, "MPEG-4 표준화 동향 및 전망", Proc. of KISC, Vol.11, No.8, pp.50-59, 1994
9. T. Hamada, T. Toda and S. Matsumoto, "Very low rate coding approach by KDD-study on the applicability of fractal coding to very low rate coding", in MPEG-4 Seminar Proceedings, ISO/IEC JTC1/SC29/WG11 MPEG94/277, pp.74-81 Jul.1994.