

Warping을 이용한 움직임 보상을 통한 3차원 의료 영상의 압축

소윤성·조현덕·김종호*·나종범

= Abstract =

Interframe Coding of 3-D Medical Image Using Warping Prediction

Yun Sung So, Hyun Duk Cho, Jong Hyo Kim* and Jong Beom Ra

In this paper, an interframe coding method for volumetric medical images is proposed. By treating interslice variations as the motion of bones or tissues, we use the motion compensation (MC) technique to predict the current frame from the previous frame. Instead of a block matching algorithm (BMA), which is the most common motion estimation (ME) algorithm in video coding, image warping with bilinear transformation has been suggested to predict complex interslice object variation in medical images. When an object disappears between slices, however, warping prediction has poor performance. In order to overcome this drawback, an overlapped block motion compensation (OBMC) technique is combined with warping prediction. Motion compensated residual images are then encoded by using an embedded zerotree wavelet (EZW) coder with small modification for consistent quality of reconstructed images. The experimental results show that the interframe coding using warping prediction provides better performance compared with intraframe coding, and the OBMC scheme gives some additional improvement over the warping-only MC method.

Key words : Medical image, Interslice correlation, Motion compensation, Warping, OBMC

서 론

CT나 MR과 같은 3차원 의료 영상에서는 각각의 2차원 슬라이스 내의 인접 화소 사이에서 뿐만 아니라 인접한 슬라이스 사이에도 상관성이 존재하게 된다. 이러한 슬라이스 간의 상관성을 이용하는 손실 압축 방법으로 두 가지를 생각할 수 있는데, 하나는 3차원 변환 부호화 방법이고, 또 하나는 동영상 부호화에서 가장 많이 사용되는 움직임 보상과 오차 영상에 대한 2차원 변환 부호화를 이용하는 방법이다. 대개 3차원 의료 영상은 슬라이스 간의 간격이 슬라이스 내의 화소간 간격에 비해 넓어서 슬라이스 간의 상관성이 슬라이스 내의 상관성보다 낮은데, 이와 같이 각 방향 간의 상관성의 차이가 큰 경우에는 3차원 변환 부호화를 이용하는 방법의 효율이 떨어지

게 된다.

그러므로 3차원 의료 영상 압축을 위해 움직임 보상 (Motion Compensation, MC)과 2차원 변환 부호화를 사용하는 방법들이 제안되었다[1,2]. CT 영상의 부호화를 위해 움직임 보상과 DCT 부호화를 사용하는 방법이 제안되었는데[1] 여기서 사용한 움직임 추정 방법은 동영상 부호화에서 가장 널리 사용되는 블록 정합 알고리즘 (Block Matching Algorithm, BMA)으로, 블록 단위의 병진 운동 모델을 가정한다. 동영상의 경우에는 이러한 움직임 모델로 표현되는 움직임이 대체로 많이 존재하나 3차원 의료 영상의 슬라이스 간의 변화는 동영상의 경우처럼 object나 카메라의 움직임에 기인한 것이 아니고 정지된 3차원 object 내에서의 위치에 따른 단면의 변화이므로 object의 확대, 축소나 회전 등 복잡한 움직임이 많

한국과학기술원 전기 및 전자공학과

Dept. of Electrical Engineering Korea Advanced Institute of Science and Technology

*서울대학교 의과대학 방사선과학교실

*Dept. of Radiology Seoul National University College of Medicine

이 연구는 보건복지부에서 주관한 '96년도 선도기술 의료공학기술개발사업의 지원(HMP-95-G-1-5)에 의해 이루어진 것임.

통신저자 : 나종범, (305-701) 대전광역시 유성구 구성동 373-1, Tel. (042)869-3434, Fax. (042)869-8360

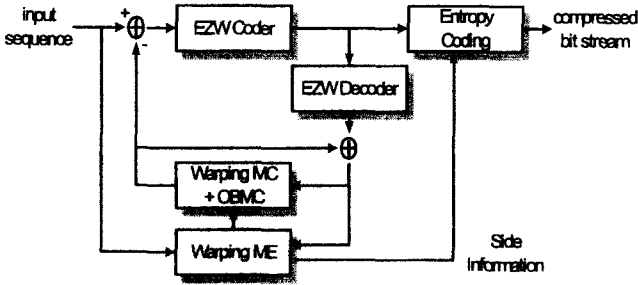


그림 1. 제안한 기법의 블록도
Fig. 1. Block diagram of proposed method

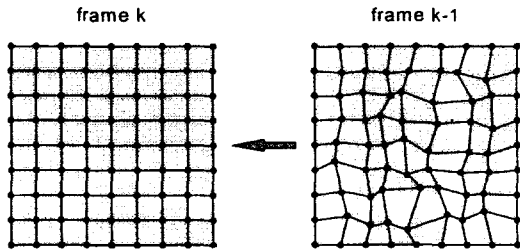


그림 2. Warping을 이용한 MC
Fig. 2. MC using warping prediction

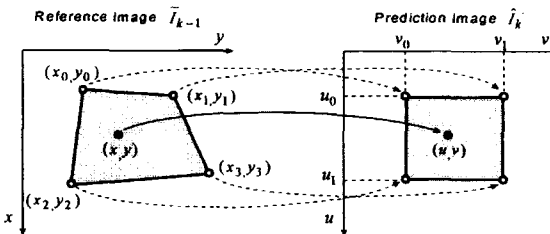


그림 3. Bilinear 변환
Fig. 3. Bilinear transformation

이 나타난다. 따라서 단순한 병진 운동 모델로는 이러한 슬라이스 간의 변화를 예측하는 데 한계가 있다. 또한 오차 영상의 압축에 사용되는 DCT(Discrete Cosine Transform)와 함께 영상을 블럭 단위로 처리함에 따른 블럭화 현상은 의료 영상 압축에 있어서 피해야 할 대표적인 화질 열화의 하나이다.

이러한 문제점들의 개선을 위해 warping을 이용한 움직임 보상과 오차 영상의 wavelet 변환 계수에 대해 zerotree 부호화를 사용한 방법이 MR 영상의 부호화 방법으로 제안되었다[2]. Warping을 이용한 움직임 보상은 최근 동영상 부호화에서도 연구되고 있는 방법으로[3], 여기서 사용되는 움직임 모델은 병진 운동 뿐만 아니라 위에서 언급한 복잡한 움직임을 잘 표현할 수 있어 슬라이스 간의 변화를 예측하는 데 좀더 적합한 모델이라고 볼 수 있다.

그러나, Warping을 이용한 움직임 보상은 한 가지 단

점을 갖는데, 슬라이스 사이에서 object가 없어지는 경우에 BMA에 비해 예측 오차가 커진다는 것이다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 보완하기 위해서 overlapped block motion compensation(OBMC) 기법과 유사한 방법을 MC 과정에서 도입하였다[4]. 움직임 보상에 의해 얻어진 오차 영상은 현재 정지 영상의 부호화에서 우수한 성능을 보이는 EZW (Embedded Zerotree Wavelet) 압축 방법을 사용하여 부호화하였다. 정지 영상을 EZW를 통해 압축할 경우에는 입력하는 비트량에 의해서 정확히 압축의 정도를 결정할 수 있는 장점이 있으나, 3차원 의료 영상의 부호화나 동영상 부호화에서는 프레임마다 복잡도에 따라 압축의 정도를 달리하여야 한다. 특히 의료 영상의 경우에는 프레임에 따라 일정한 화질을 얻는 것이 중요하므로 이를 위해 EZW의 문턱값 결정 방법을 수정하였다. 그림 1은 전체 부호기의 구성을 나타낸다.

움직임 보상을 통한 슬라이스 간의 중복성 제거

1. Warping을 이용한 움직임 추정 및 보상

3차원 의료 영상의 프레임간 변화의 특성은 동영상에서의 시간적인 변화에 의한 프레임간 변화의 특성과는 많은 차이가 있다. 동영상에서는 프레임간의 차이가 주로 특정 object를 따라가는 카메라의 이동이나 정지된 배경상의 특정 object의 움직임에 의해 나타난다. 따라서 앞 절의 BMA에서의 움직임 가정에 부합하는 병진운동이 움직임의 상당 부분을 차지한다. 그러나 3차원 의료 영상에서의 프레임간 변화는 시간적인 변화가 아니고 인체 내의 뼈나 조직의 단면이 그 단면에 수직인 방향으로 일정 거리만큼 이동할 때 어떻게 변화하는가에 의해 결정된다. 따라서 병진 운동에 의해 표현할 수 있는 변화는 극히 일부에 불과하며, object의 확대나 축소, 회전, 또는 새로운 object가 나타나거나 없어지는 것이 프레임간 변화의 대부분을 차지한다.

BMA에서 사용하는 병진 운동 모델이 나타낼 수 있는 움직임의 제한을 극복하기 위해 영상 warping 또는 공간 변환으로 알려진 방법들이 제안되었는데, 본 논문에서는 bilinear 변환을 사용하였다. Warping을 사용한 MC 과정에서는 먼저 그림 2와 같이 k번째 프레임 I_k를 일정한 크기의 블럭으로 나누고, k-1번째 프레임의 복원된 영상 \tilde{I}_{k-1} 을 이용하여 예측 오차가 가장 작도록 이전 프레임에서의 각 격자점의 위치를 결정한 후, 각 블럭에 대해 그림 3과 같은 bilinear 변환을 이용하여 최종 예측 영상을 얻는다. 이는 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$\hat{I}_k(u, v) = \tilde{I}_{k-1}(x, y) \quad (1)$$

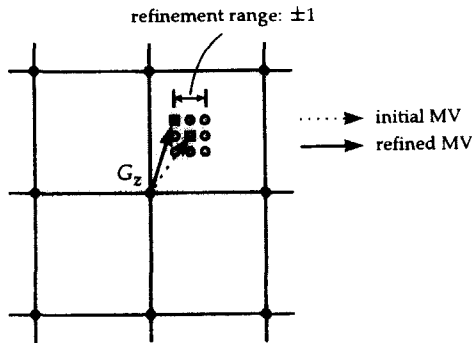


그림 4. 움직임 벡터 보정
Fig. 4. Motion vector refinement

그림 3과 같이 예측 영상의 블록이 직사각형인 경우 대응되는 네 꼭지점들의 좌표들로부터 변환 함수 값은 다음과 같이 간단히 계산된다.

$$\begin{aligned} x &= x_0 + (x_1 - x_0)u' + (x_2 - x_0)v' + (x_3 - x_2 - x_1 + x_0)u'v' \\ y &= y_0 + (y_1 - y_0)u' + (y_2 - y_0)v' + (y_3 - y_2 - y_1 + y_0)u'v' \end{aligned} \quad (2)$$

여기서 u' 와 v' 는 다음 식에 의해 $[0, 1]$ 로 정규화된 좌표이다.

$$\begin{aligned} u &= u_0 + (u_1 - u_0)u' \\ v &= v_0 + (v_1 - v_0)v' \end{aligned} \quad (3)$$

x 와 y 는 일반적으로 정수가 아니므로 $\tilde{I}_{k-1}(x, y)$ 의 화소값은 다음과 같이 주위 네 화소로부터 bilinear 보간을 통해 얻어진다.

$$\begin{aligned} \tilde{I}_{k-1}(x, y) &= (1 + \alpha)((1 - \beta)\tilde{I}_{k-1}(X, Y) \\ &\quad + \beta\tilde{I}_{k-1}(X, Y + 1)) \\ &\quad + \alpha((1 - \beta)\tilde{I}_{k-1}(X + 1, Y) \\ &\quad + \beta\tilde{I}_{k-1}(X + 1, Y + 1)) \end{aligned} \quad (4)$$

여기서 (X, Y) 와 (α, β) 는 각각 (x, y) 의 정수부와 소수부이다.

2. 움직임 추정

Warping을 이용한 방법에 있어서 움직임 추정은 예측 영상이 현재 프레임과 오차가 가장 작도록 이전 프레임에서의 각 격자점들의 최적의 위치를 찾는 과정이다. 따라서 모든 격자점을 함께 고려하여 결정해야 하나 계산량이 막대하여 불가능하므로, 국부적인 오차 판단 기준에 의해 한 격자점씩 순차적으로 결정하게 된다. 다음의 두 단계로 움직임 벡터(Motion Vector, MV)를 추정한다.

Step 1. 근사적인 움직임 벡터의 추정

Step 2. 국부적 최적화를 위한 움직임 벡터의 반복적 보정

Step 1에서는 Step 2에서의 국부적 최적화로 인해 MV가 국부적 최소치(local minimum)에 빠질 가능성을 줄이고 빠른 수렴 속도를 얻기 위해 적절한 초기 MV를 결정하게 되는데, 보통 격자점을 중심으로 하는 일정한 크기의 블록에 대해 BMA와 유사한 방법을 적용하여 결정한다. BMA에서는 각 블록의 최소 오차를 구하는 것이 목적이지만 여기서는 warping을 통한 예측 오차를 줄이기 위한 격자점의 MV를 근사적으로 찾는 문제이므로 오차의 기준은 단순한 MAD (Mean Absolute Difference) 대신 격자점 중심에 더 큰 가중치를 주는 weighted MAD를 사용하였다[5].

Step 2에서는 앞에서 결정된 초기 MV들을 반복적으로 최적화하는 단계이다. 그림 4와 같이 격자점 G_z 의 MV를 보정한다고 하면, 이 때 G_z 의 MV가 영향을 주는 범위는 G_z 를 공유하는 네 개의 블록으로 구성된 영역이다. G_z 의 초기 MV를 중심으로 정해진 보정 범위, 예를 들어 ± 1 이내의 모든 MV를 후보로 하여 각 후보에 대해 네 블록의 예측 영상을 warping을 통해 구하고, 후보 MV 중 MAD를 최소화하는 MV를 G_z 의 새로운 MV로 결정한다. Raster scan 방식으로 모든 격자점에 대해 같은 방법을 수행하여 보정한다. 이상의 보정 과정을 여러 번 반복함에 따라 모든 격자점의 위치가 국부적으로 최적인 위치에 수렴하게 된다. 보정 과정의 최대 반복 횟수는 수렴 속도에 따라 실험적으로 결정하였다.

3. 움직임 보상

1) Warping MC의 단점

Warping을 이용한 MC 방법은 앞서 언급했듯이 영상 내의 object가 회전이나 확대, 축소와 같은 복잡한 움직임을 일으킬 때 BMA에 비해 좋은 MC 성능을 보이게 된다. 그러나 BMA에 비해 warping 방법은 한가지 큰 단점을 갖는데 그것은 움직임 예측에 사용되는 기준 프레임(이전 프레임의 복원 영상)에 존재하던 object가 현재 프레임에서 없어지는 경우에 예측 성능이 떨어진다는 것이다.

Bilinear 변환을 쓸 경우에 있어서 그림 5(a)와 같이 이전 프레임에 있던 주변의 밝기값과 다른 object가 현재 프레임에서 없어지는 다소 극단적인 경우를 가정해 보자. BMA의 경우에는 현재 블록과 가장 MAD오차가 작은 블록을 이전 프레임의 탐색 범위 안에서 찾아내므로 그림 5(b)와 같이 MAD가 0인 블록을 찾아낼 수 있다. Warping의 경우 초기 움직임 벡터 탐색 과정과 충분한 움직임 벡터 보정 과정을 거쳤다고 하면 이 블록의 4개의 격자점의 움직임 벡터는 그림 5(c)와 같이 object로부터 멀어지는 방향으로 결정된다. 따라서 점선으로 표시한 영역을 bilinear 변환하여 예측 블록을 구하게 되므로 그림 5(c)

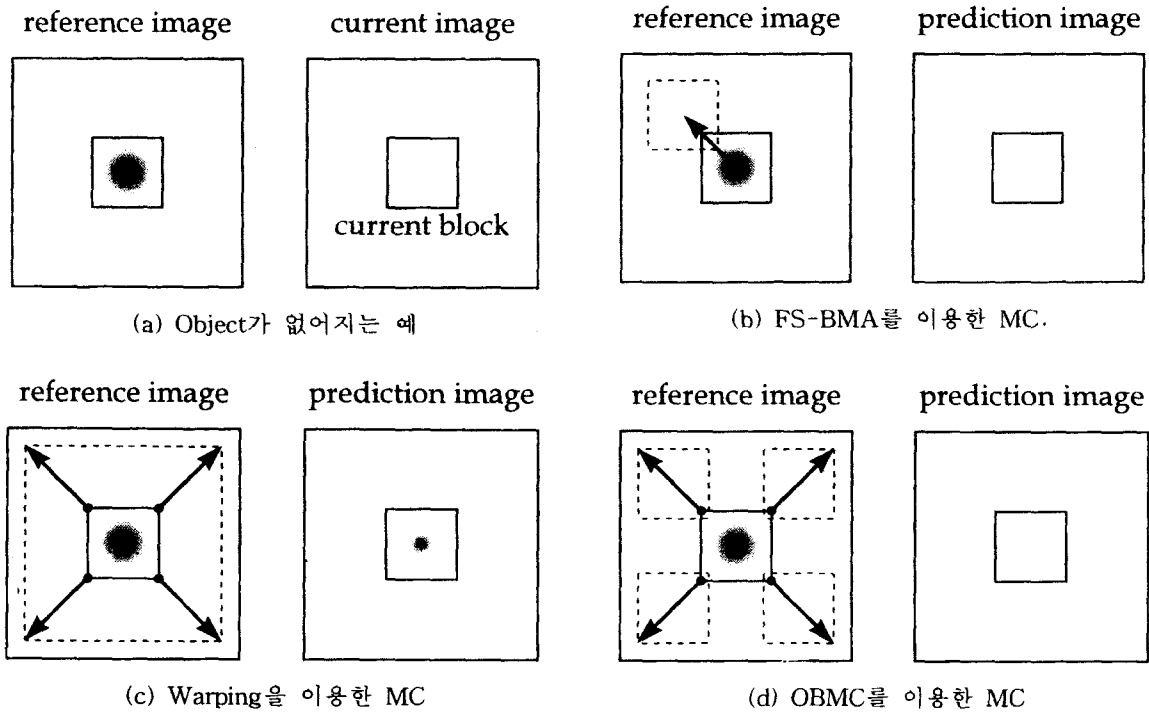


그림 5. Object가 없어질 때의 OBMC의 효과
Fig. 5. The effect of OBMC when an object disappears

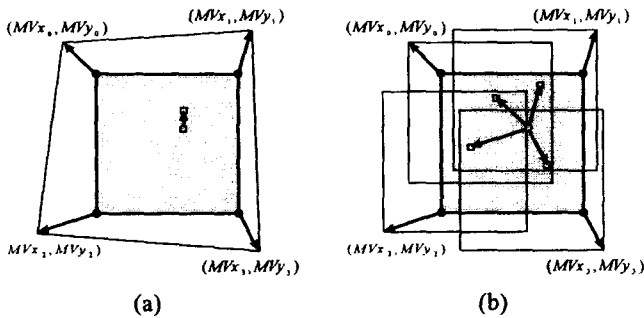


그림 6. (a)Warping MC (b)OBMC
Fig. 6. (a)Warping MC (b)OBMC

의 오른쪽과 같은 예측 블록을 얻게 된다. 즉 BMA의 경우에는 object가 없어진 부분을 완전하게 예측할 수 있는데 반해, warping의 경우는 없어지는 object를 완전히 없앨 수 없게 되어 예측 성능을 떨어뜨리는 결과를 가져온다. 3차원 의료 영상의 슬라이스 간 변화를 살펴보면 이와 같이 object가 없어지는 경우가 상당히 많음을 알 수 있으며, 다음에 설명할 방법에 의해 이러한 단점을 보완할 수 있다.

2) OBMC(Overlapped Block Motion Compensation) 기법

Warping을 이용한 MC는 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$\hat{I}_k^w(u,v) = \tilde{I}_{k-1}(u + MVx(u,v), v + MVy(u,v)) \quad (5)$$

여기서 $\hat{I}_k^w(u,v)$ 는 현재 프레임의 각 $N \times N$ 블록 내에서 (u,v) , $0 \leq u, v \leq N-1$ 에 위치한 점의 예측값이고, $(MVx(u,v), MVy(u,v))$ 은 (u,v) 위치에 있는 화소의 움직임 벡터로서, 해당 블록의 네 격자의 움직임 벡터 (MVx_i, MVy_i) , $i=0, \dots, 3$ 으로부터 bilinear 보간을 통해 구해진다.

동영상 압축에서 BMA의 블록화 현상을 줄이기 위한 움직임 보상 방법으로 OBMC(Overlapped Block Motion Compensation) 방법이 사용되는데[3] 이것은 현재 블록의 예측값을 구하는 데 있어서 현재 블록의 MV 뿐만 아니라 네 변에 인접한 주변 블록들의 MV도 함께 이용하는 방법이다. 주변 블록들의 MV를 현재 블록의 MV로 생각하면 서로 다른 예측 블록들을 얻을 수 있는데 이 블록들과 실제 현재 MV로 구한 예측 블록을 가지고 블록 내의 화소 위치에 따라 적당한 가중치를 곱해 합함으로써 현재 블록의 예측치를 얻는 방법이다.

블록화 현상을 줄이기 위한 위의 방법과 유사한 방법을 사용하면 앞서 지적한 warping을 이용한 MC 방법이 갖는 단점을 보완할 수 있게 된다. 여기서 각 격자점의 움직임 벡터 추정 과정은 앞에서 설명한 바와 같고, 이렇게 해서 현재 블록의 네 격자점의 움직임 벡터들이 결정되면 이를 이용하여 다음과 같은 또하나의 예측값을 얻을 수 있다.

$$\hat{I}_k^o(u,v) = \sum_{i=0}^3 w_i(u,v) \tilde{I}_{k-1}^o(u+MVx_i, v+MVy_i)$$

여기서 w_i 는 블럭 내의 위치에 따라 어느 격자점의 움직임 벡터로 얻은 예측값에 더 비중을 둘 것인가를 결정하는 가중치 행렬이다.

그림 6(b)는 이와 같은 MC 과정을 보여주는 것으로, 네 격자점의 움직임 벡터 (MVx_i, MVy_i), $i=0, \dots, 3$ 를 각각 현재 블럭의 움직임 벡터로 생각함으로써 네 개의 블럭을 결정할 수 있다. 이 네 블럭을 현재 블럭 위치에 겹쳐도록 위치시키고, (u,v) 에 따라 다른 값을 갖는 가중치 행렬을 사용함으로써 현재 블럭의 예측값을 결정한다. 이때 현재 블럭 내의 한 점에 대한 예측값은 그림에 표시한 것과 같이 네 개의 움직임 벡터를 사용하여 기준 영상으로부터 얻어지는 네 화소값의 선형 조합으로 구해진다.

그림 5(a)에서 예로 든 경우에 대해 OBMC를 사용했을 때의 MC 결과를 알아보자. 움직임 벡터의 추정은 warping에서와 같으므로 그림 5(c)와 같고, 이렇게 얻어진 네 격자점의 움직임 벡터를 각각 현재 블럭의 움직임 벡터로 생각하여 BMA에서 예측 블럭을 얻는 것과 같은 방법을 사용하면 그림 5(d)와 같이 네 개의 예측 블럭을 결정할 수 있다. 이 경우 이 예측 블럭들은 이전 프레임에 있다가 현재 프레임에서 없어진 object를 포함하지 않게 되므로 OBMC에 의해 얻은 예측값은 BMA에서처럼 object가 없어진 부분을 완전히 예측할 수 있게 된다. 그러므로 BMA의 블럭화 현상을 줄이기 위한 OBMC 방법과 유사한 개념을 도입함으로써, object가 없어지는 경우가 슬라이스 간의 변화 중 상당 부분을 차지하는 3차원 의료 영상에서 warping만을 사용할 때 나타날 수 있는 예측 성능의 저하를 보완할 수 있음을 알 수 있다.

Warping을 사용한 MC는 복잡한 object의 움직임을 예측하는 데, 그리고 OBMC를 이용한 MC는 object가 없어지는 경우의 예측에 각각 장점을 가지므로, 다음과 같이 두 예측값의 평균을 최종 예측값으로 사용하여 예측 성능을 실험하였다.

$$\hat{I}_k^o(u,v) = [(\hat{I}_k^w(u,v) + \hat{I}_k^o(u,v) + 1)/2] \quad (7)$$

Wavelet 변환을 이용한 오차 영상의 압축

DCT 부호화는 움직임 보상 기법과 함께 동영상 압축에서 가장 널리 사용되는 부호화 방식이나, 영상을 블럭 단위로 처리하는 과정에서 발생하는 블럭화 현상은 특히 의료 영상의 경우 진단에 영향을 줄 수 있다. 또한 warping을 사용한 움직임 보상을 통해 연속적인 오차 영상이 얻어지므로, 블럭 단위로 처리하지 않고 영상을 전체적으로

로 변환하여 부호화하는 방법이 더 적합하다. 본 논문에서는 wavelet 부호화 방식 중 최근 정지 영상 압축에서 가장 좋은 성능을 보이는 EZW(Embedded Zerotree Wavelet) 부호화 방법[6]을 사용하여 오차 영상을 부호화하였다.

EZW를 이용한 부호화는 Shapiro가 제안한 방법으로 우선 영상 전체를 wavelet 변환에 의해 서로 다른 주파수 영역과 공간 영역의 신호(wavelet 변환 계수)로 분해한 다음, 주파수 대역 간에 존재하는 상관성을 이용하여 부호화하는 방식이다. 부호화는 여러 번의 pass를 거치면서 수행되는데, wavelet 계수들을 각 pass에서의 문턱값을 기준으로 중요한 계수와 중요하지 않은 계수로 나누고, 중요한 계수들에 대해 (i) 위치에 대한 정보와 (ii) 값에 대한 정보를 나누어 전송한다. (i)은 zerotree라는 데이터 구조를 사용하여 전송하고 (ii)는 연속 근사 양자화(successive approximation quantization, SAQ)를 통해 전송한다. pass가 지남에 따라 문턱값을 높은 값으로부터 점점 낮춰가면서 (i)과 (ii)를 반복해 나간다. 이렇게 반복하면서 변화되는 문턱값에 의해 중요도가 바뀌는 계수들의 위치 정보들' 추가적으로 전송하고, 중요 계수들의 값에 대한 양자화 오차를 점차 줄여 점진적으로 더 정확한 계수값을 전송해 나간다.

1. 프레임마다 일정한 화질을 얻기 위한 EZW의 수정

EZW에서는 초기 문턱값 T_0 를 wavelet 변환 계수 x_i 에 대해 항상 $|x_i| < 2T_0$ 이 되도록 정하고 한 pass가 끝날 때마다 다음 pass의 문턱값을 $T_i = T_{i-1}/2$ 로 하여 반복을 하게 된다. 그러므로 한 프레임의 영상을 압축할 때 wavelet 변환 계수 크기의 최대값의 $1/2$ 을 초기 문턱값으로 사용하면 된다. 부호화의 각 단계에서는 비트량을 계속적으로 조사하여 정해진 비트율이 만족되면 부호화를 끝내도록 되어 있다.

3차원 의료 영상의 경우에는 매 프레임마다 거의 일정한 수준의 화질을 얻는 것이 중요한 문제이다. Inter-frame 부호화의 경우 슬라이스 간의 변화의 복잡도가 프레임마다 다르므로 움직임 보상을 통해 얻은 오차 영상 또한 프레임마다 서로 다른 복잡도를 갖게 되고, 따라서, 엔트로피가 서로 달라 화질을 일정하게 유지하기 위해 필요한 비트량이 프레임마다 다르다. 따라서 각 오차 영상의 EZW 부호화에 있어서는 정지 영상과 같이 비트량을 제어하는 대신 다른 방법을 사용해야 한다. 부호화가 각 pass의 중간에서 중단되는 일이 없도록 한다면 EZW 부호화 단계의 최종 pass의 문턱값에 의해 변환 계수의 양자화 오차가 결정되는데, 이 최종 문턱값을 프레임마다 동일하게 유지시켜 주면 wavelet 변환 계수의 양자화 오차의 범위가 같게 되어 거의 일정한 수준의 복원 영상 화

질을 얻을 수 있게 된다.

변환 계수의 최대 크기는 프레임마다 다르기 때문에 k 번째 프레임의 초기 문턱값 $T_0(k)$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$T_0(k) = T_1 \cdot 2^{k-1} \quad (8)$$

여기서 T 는 영상 전체에 대해 동일하게 사용되는 최종 pass의 문턱값이고, $b(k)$ 는 k 번째 프레임을 부호화하는데 드는 pass의 수이다. 모든 변환 계수 $x_i(k)$ 에 대해 $|x_i(k)| < 2T_0(k)$ 를 만족해야 하고 변환 계수 크기의 최대값은 프레임마다 달라지기 때문에 $T_0(k)$ 와 $b(k)$ 는 k 에 따라 다르게 결정된다. T_1 의 값에 따라 3차원 의료 영상 전체의 압축률이 결정된다.

모의 실험 결과 및 토의

모의 실험을 위해 사람의 뇌 부분을 3 mm 슬라이스 간격으로 촬영한 $256 \times 256 \times 12$ bits/pixel CT 영상 30 프레임을 사용하였다. 복원 화질은 다음 식으로 주어지는 PSNR에 의해 비교하였다. MSE는 평균 자승 오차이다.

$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{4095^2}{MSE} \text{ dB} \quad (9)$$

1. 움직임 보상의 성능

움직임 보상 성능 실험에 있어서는 압축 방법과 관계 없이 움직임 보상의 성능만을 알아보기 위하여, 예측 영상을 구하기 위한 기준 프레임으로 이전 프레임의 복원 영상 대신 이전 프레임의 원 영상을 사용하였다. 압축 성능의 실험에서는 이전 프레임의 복원 영상을 기준 프레임으로 사용하였고, 이 경우에도 움직임 보상의 성능에는 큰 변화가 없음을 확인하였다. 움직임 추정 및 보상의 기본 단위인 블록의 크기는 16×16 이고, 움직임 벡터의 범위는 ± 15 로 하였다. 모든 움직임 벡터의 추정은 정수 화소(integer pel) 단위까지만 수행하였고, 움직임 추정의 모든 정합 단계의 예측 오차 기준으로는 MAD(mean absolute difference)를 사용하였다.

FS-BMA에 있어서는 탐색 범위를 넓힐수록 예측 성능이 좋아지지만 warping을 이용한 움직임 보상에 있어서는 격자점의 초기 움직임 벡터 탐색 범위 SR이 어느 정도 이상 커지면 움직임 보상 성능을 오히려 떨어뜨리게 되므로 적절한 SR을 선택해야 하고, 움직임 벡터 추정의 최적화를 위한 반복 횟수 N 도 최적화 수렴 속도와 계산량을 고려하여 결정해야 한다. 실험을 통해 $SR=7$, $N=8$ 로 결정하여 사용하였다.

의료 영상은 특정한 방향성을 갖는 object가 있는 것이

표 1. MC 성능 비교

Table 1. Comparison of MC performances

method	부가정보량 (bits)	PSNR (dB)
FS-BMA	1249.52	31.76
Warping MC	1247.76	32.19
Warping+OBMC	1247.26	32.39

아니고, 전체적으로는 정지된 구조이므로 움직임 벡터의 분포는 영벡터를 중심으로 불규칙적으로 퍼지는 형태를 나타낸다. 이러한 움직임 벡터의 분포에 대한 통계로부터 구한 허프만 테이블을 사용하여 움직임 벡터를 가변 길이 부호화하였다.

표 1은 warping을 이용한 방법들과 FS-BMA의 움직임 보상 성능을 비교한 것이다. 움직임 벡터의 부호화에 드는 부가 정보량은 FS-BMA의 경우에는 $16 \times 16 = 256$ 개의 움직임 벡터를 가변 길이 부호화한 것이고, warping을 사용하는 방법들의 경우는 $15 \times 15 = 225$ 개의 움직임 벡터를 부호화한 것이다. Warping MC 방법이 FS-BMA에 비해 비슷한 부가 정보량에서 약 0.4 dB 더 높은 MC 성능을 가지는데, OBMC를 결합하면 warping만을 썼을 경우보다 같은 부가 정보량에서 약 평균 0.2 dB의 추가적인 이득을 얻을 수 있었다.

움직임 보상에 소요되는 시간은 움직임 벡터 범위가 ± 15 일 때 FS-BMA에 비해 warping을 이용한 방법들이 약 6배 더 걸리는데, 이것은 주로 각 MV들의 반복적 보정에 기인한다. OBMC 과정은 이 보정 과정에 포함되지 않으므로 계산 시간의 증가는 warping에 따른 증가에 비

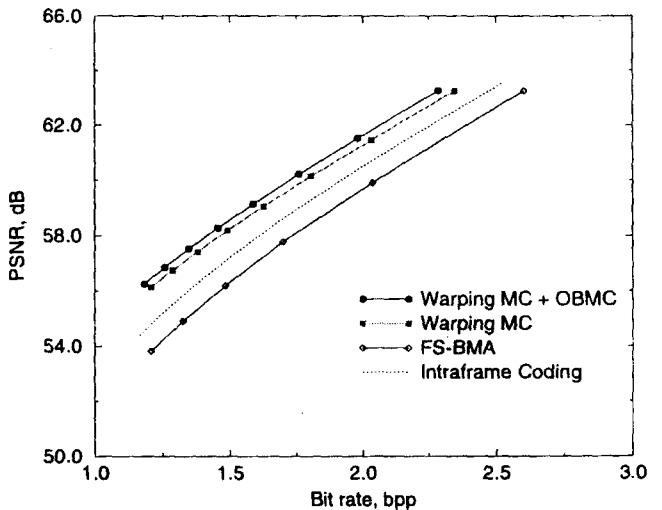


그림 7. 여러 가지 압축 방법에서의 압축률 변화에 따른 평균 PSNR 변화

Fig. 7. Average PSNR vs. bit rate curves for various compression schemes

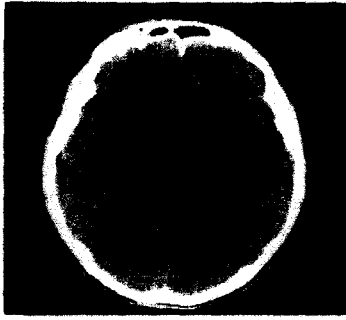


그림 8

그림 8. 11번째 프레임의 원영상 (window level=1050, window size=128)

Fig. 8. Original image of frame 11 (window level=1050, window size=128)

해 무시할 만 하다.

2. Interframe 부호화의 성능

30장의 슬라이스 중 첫 슬라이스는 EZW 부호화를 통해 intraframe 부호화, 나머지 슬라이스는 Interframe 부호화하였다. Wavelet 변환에 있어서는 Daubechies의 9-7 tap 필터[7]를 사용하여 4 level로 계층적 대역 분할하였다. 압축률의 조정은 앞에서 설명한 바와 같이 EZW 부호화 단계의 최종 문턱값 T_j 를 변경함으로써 가능하다.

그림 7은 여러 가지 움직임 보상 방법을 이용하는 interframe 부호화와, 모든 슬라이스를 intraframe 부호화했을 때의 압축률에 따른 PSNR의 변화를 보여준다. Warping MC를 사용한 interframe 부호화는 intraframe 부호화에 비해 같은 압축률에서 약 0.8~1.5 dB 정도 높은 PSNR을 갖고, OBMC를 결합할 경우에는 이보다 약 0.4 dB 더 높은 성능을 보였다. 그러나 FS-BMA를 사용

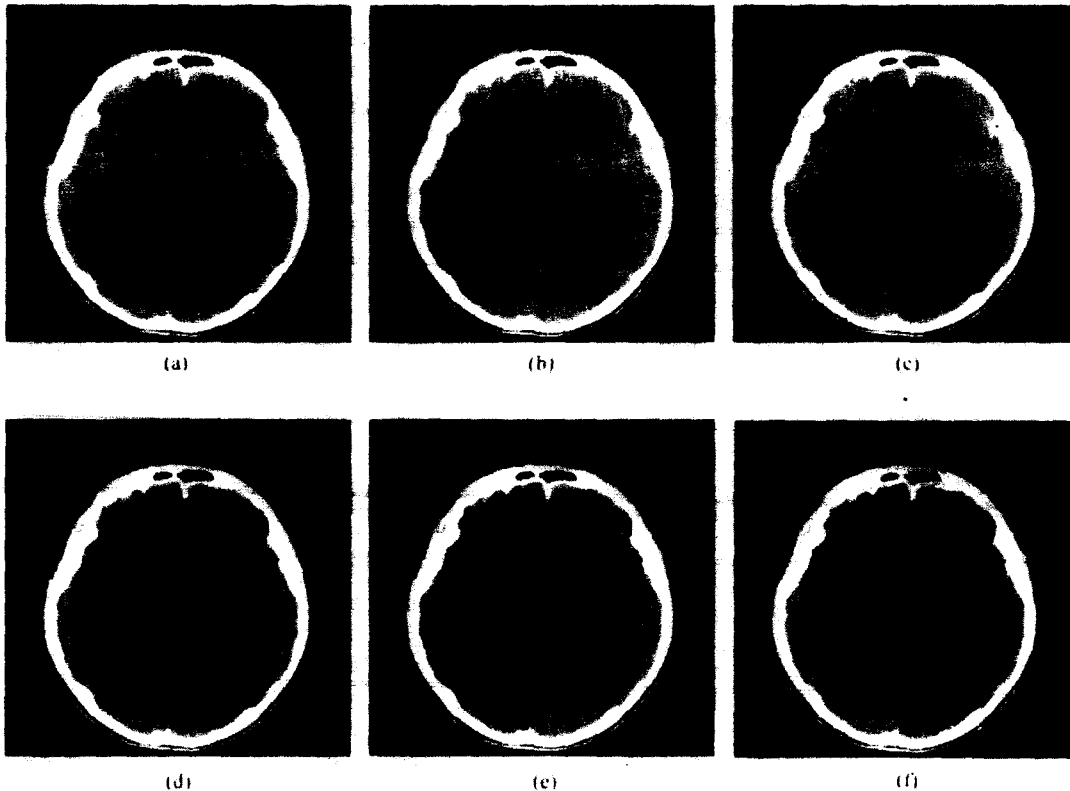


그림 9. 11번째 프레임의 복원 영상 (window level=1050, window size=128)

(a),(d): Warping MC + OBMC, (b),(e): Warping MC, (c),(f): Intraframe 부호화.

각 경우에 30 프레임의 평균 bit rate와 평균 PSNR은 다음과 같다.

(a) 1.98 bpp, 61.51 dB, (b) 2.04 bpp, 61.46 dB, (c) 2.01 bpp, 60.54 dB

(d) 1.22 bpp, 56.55 dB, (e) 1.21 bpp, 56.13 dB, (f) 1.21 bpp, 54.78 dB

Fig. 9. Reconstructed images of frame 11 (window level=1050, window size=128)

(a),(d): Warping MC + OBMC, (b),(e): Warping MC, (c),(f): Intraframe coding.

Average bit rate and PSNR:

(a) 1.98 bpp, 61.51 dB, (b) 2.04 bpp, 61.46 dB, (c) 2.01 bpp, 60.54 dB,

(d) 1.22 bpp, 56.55 dB, (e) 1.21 bpp, 56.13 dB, (f) 1.21 bpp, 54.78 dB

하는 경우에는 오히려 intraframe 부호화보다 낮은 성능을 보이는데, 이것은 블럭 단위로 움직임 보상을 함에 따라 나타나는 오차 영상의 블럭 경계에서의 불연속성이 고주파 성분을 많이 포함하여 zerotree 부호화의 효율이 떨어지기 때문이다. 이에 비해 warping을 사용하면 블럭화 현상이 없는 연속적인 오차 영상이 얻어져 효율적인 zerotree 부호화가 가능하게 된다. 또한 앞에서 설명한 바와 같이 슬라이스 사이에서 object가 없어지는 경우에 warping MC는 오차가 커지는 단점을 가지며, 이 때 없어진 object 부근에는 강한 경계가 생겨 고주파 성분이 커지게 되는데, OBMC 방법을 결합하면 예측 오차가 작아짐과 동시에 일종의 저역 필터링 효과로 인해 고주파 성분이 줄어들어서 EZW 부호화에 더 적합한 오차 영상을 얻게 된다. 한편 오차 영상은 프레임마다 엔트로피의 차이가 크나, 앞에서 설명한 것과 같이 EZW의 최종 문턱값을 모든 프레임에서 일정하게 함으로써 프레임간 차이가 약 1 dB 내외로 일정한 수준의 복원 화질을 얻을 수 있었다.

그림 8은 모의 실험에 사용한 CT 영상의 11번째 프레임이고, 그림 9는 i) warping MC + OBMC와 EZW 부호화, ii) warping MC와 EZW 부호화, iii) intraframe EZW 부호화의 세 가지 경우에 대한 11번째 프레임의 복원 영상이다. 그림 9(a)-(c)는 30장의 전체 슬라이스를 여러 압축 방법에 의해 약 2 bpp로 압축했을 경우, 그리고 그림 9(d)-(f)는 약 1.2 bpp로 압축했을 경우이다. 모든 영상은 gray level 1050을 중심으로 window size를 128로 하여 scaling하였다. 2 bpp 정도의 비트율(압축률 6:1)에서 제안한 방법을 통해 원영상에 비해 크게 손상되지 않은 복원 영상을 얻을 수 있었고, interframe 부호화가 intraframe 부호화보다 나은 성능을 보임을 알 수 있다. 또한, warping MC만을 한 경우와 이에 OBMC를 첨가한 경우는 정량적으로 0.4 dB의 PSNR 차가 있음에도 불구하고 시각적인 화질이 거의 비슷함을 볼 수 있다.

결 론

본 논문에서는 3차원 의료 영상을 부호화하기 위한 방법을 제안하였다. 슬라이스 간의 상관성을 이용하기 위해 인접한 슬라이스 사이의 변화를 동영상에서의 object의 움직임과 같이 간주하고, 움직임 보상 기법을 적용하였다. 블럭 정합 알고리즘은 블럭 단위의 병진운동만을 가정하기 때문에 의료 영상의 슬라이스 사이에서의 회전이나 확대, 축소 등의 움직임을 표현하는 데 제한을 가지므로, 이러한 복잡한 움직임을 예측하기 위해서 bilinear 변환을 통한 영상 warping을 사용하여 움직임 보상 성능을 개선하였다. Warping을 이용한 움직임 보상은 슬라이스

사이에서 object가 없어질 경우에는 BMA에 비해 예측 오차가 커질 수도 있는데, 이 경우 이미 구한 움직임 벡터를 이용하여 움직임 보상 단계에서 OBMC 기법을 사용함으로써 예측 오차를 효과적으로 줄일 수 있었다.

움직임 보상을 통해 얻어진 오차 영상을 압축하기 위해 EZW 부호화 방법을 사용하였다. 의료 영상에 있어서는 전체 영상의 복원 화질을 일정하게 유지하는 것이 중요하므로 EZW의 최종 pass의 문턱값을 프레임마다 동일하게 하여 wavelet 변환 계수의 양자화 오차를 일정하게 하는 방법을 사용함으로써 프레임 간 차이가 약 1 dB 내의 일정한 복원 화질을 얻을 수 있었다.

Warping과 OBMC를 결합한 움직임 보상 방법은 FS-BMA에 비해 약 0.6 dB의 성능 개선을 얻을 수 있었고, 제안한 움직임 보상 방법을 통한 3차원 의료 영상 부호화 방법은 각 프레임을 독립적으로 부호화하는 intraframe 부호화에 비해 같은 압축률에서 약 1.2~1.9 dB 높은 복원 영상의 PSNR을 얻을 수 있었다.

참 고 문 헌

1. H. Lee, Y. Kim, A. H. Rowberg, and E. A. Riskin, "Statistical distributions of DCT coefficients and their application to an interframe compression algorithm for 3-D medical images", IEEE Trans. Medical Imaging, vol. 12, no. 3, pp. 478-485, 1993.
2. A. Nosratinia, N. Mohsenian, M. T. Orchard, and B. Liu, "Interframe coding of magnetic resonance images", IEEE Trans. Medical Imaging, vol.15, no. 5, pp. 639-647, 1996.
3. G. J. Sullivan and R. L. Baker, "Motion compensation for video compression using control grid interpolation", Proc. IEEE ICASSP'91, pp. 2713-2716, Toronto, Canada, May 1991.
4. ISO/IEC JTC1/SC29/WG11 MPEG96/W1469, "MPEG-4 video verification model V.5.0", Nov. 1996.
5. J. Nieweglowski, T. G. Campbell, and P. Haavisto, "A novel video coding scheme based on temporal prediction using digital image warping", IEEE Trans. Consumer Electronics, vol. 39, no. 3, pp. 141-150, 1993.
6. J. M. Shapiro, "Embedded image coding using zerotree of wavelet coefficients", IEEE Trans. Signal Processing, vol. 41, no. 12, pp. 3445-3462, 1993.
7. M. Antonini, M. Barlaud, P. Mathieu, and I. Daubechies, "Image coding using wavelet transform", IEEE Trans. Image Processing, vol. 1, no. 2, pp.

205-220, 1992.

Society Press, 1990.

8. G. Wolberg, *Digital image warping*, IEEE Computer

=국문초록=

본 논문에서는 3차원 의료 영상의 압축을 위한 인터프레임 부호화 방법을 제안한다. 슬라이스 사이의 변화를 떠나 조직의 움직임으로 간주하여 움직임 보상 기법을 통해 이전 프레임으로부터 현재 프레임을 예측하고, 변환 부호화를 사용하여 오차 영상을 압축한다. 의료 영상의 슬라이스 사이의 복잡한 변화를 잘 예측하기 위해 동영상 부호화에서 가장 널리 사용되는 블록 정합 알고리즘 (BMA) 대신 bilinear 변환을 통한 영상 warping을 사용하였다. 이 warping 방법은 슬라이스 사이에서 object가 없어지는 경우 예측 성능이 저하되는데, 이러한 단점을 보완하기 위해 블록 정합 움직임 보상 (OBMC) 기법을 결합하였다. 움직임 보상된 오차 영상의 부호화에는 EZW 부호화를 사용하였고, 이 때 각 프레임의 wavelet 계수의 양자화 오차를 동일하게 하여 프레임마다 일정한 화질을 얻도록 하였다. 모의 실험에서 warping을 사용한 인터프레임 부호화는 각 프레임을 독립적으로 부호화하는 방식보다 높은 압축 성능을 보였고, OBMC를 결합함으로써 warping만을 사용했을 때보다 성능이 더 개선되었다.