
영역분할을 기반으로 한 의료영상 데이터 압축

김진태*, 두경수**

Medical Image Data Compression Based on the Region Segmentation

Jin-Tae Kim^{*}, Kyoung-Soo Doo^{**}

요약

본 논문에서는 조영제 투입이전의 초기영상과 조영제가 투입된 현재 프레임을 감산하는 방법을 사용하여 영역 분할을 하고 심장조영상을 압축하는 기법을 제안한다. 차영상에서 안정영역을 얻기 위하여 다중 임계값을 도입하며, 안정영역의 영상에서 의미영역을 추출하고 이를 경계와 질감정보로 분류한다. 경계정보는 경계 부호화하고, 질감정보는 2차원 근사 다항식으로 근사화하여 그 계수를 부호화한다. 실험 결과, 심장조영상에 대해 고압축율을 이룩하였고, 0.02~0.04 bpp의 전송율로 좋은 재생영상을 얻었다.

Abstract

In this paper, we propose a cardioangiography sequence image coding scheme which use a subtraction between initial image and current frame inserted contrast dye. Stable regions are obtained by the multithreshold and meaningful region is extracted by the images with stable region. The image with meaningful region is classified into contour and texture information. Contour information is coded by contour coding. And texture information is approximated by two-dimensional polynomial function and each coefficients is coded. Experimental results confirm that the sequence of cardioangiography are well reconstructed at the low bit rate (0.02~0.04 bpp) and high compression ratio.

* 한서대학교 컴퓨터학과

** 중앙대학교 전자공학과

접수일자 : 1999년 7월 16일

I. 서 론

의료영상을 취급하는 PACS(picture archiving and communications system)에서 영상데이터의 효율적인 압축은 중요하다. PACS에서는 X선 영상, CT 영상, 조영상(angiography)과 같은 방대한 양의 의료영상 데이터를 디지털화하고 압축과 저장 또는 전송함으로써 의료영상의 효과적인 관리를 도모하고 있다. 앞으로 전개될 의료영상 관리는 환자의 개인적 병력과 신체 각부위의 진료상태 등이 기록된 영상들을 각 병원내에서는 물론 일반 통신망을 이용하여 여러 병원사이에서 정보를 상호 교환함으로써 환자의 진료 및 치료에 효율성을 극대화할 수 있다. 또한 의료기관이 없는 곳에서도 신체 각부위의 영상을 간단한 촬영기기를 이용하여 얻은 후에 의사가 있는 곳으로 압축하여 전송함으로써 멀리서 환자의 상태를 진단하고 판단할 수 있다. 최근에 의료영상 데이터의 한 종류로 신체 각부분에 조영제(contrast dye)를 투입하여 혈액의 정확한 흐름을 판별함으로써 진료에 이용하는 조영상의 압축과 전송에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다 [1-3]. 단순 조영상의 경우에는 몇 장의 정지영상(still image)만을 가지고 판별이 가능하므로 변환 부호화[4]나 벡터 양자화[5] 등과 같은 부호화를 사용하여 압축 전송이 가능하다. 그러나 심장조영상(cardioangiography)과 같이 고속 촬영된 의료 동영상(moving image)의 경우에는 정지영상 부호화를 하면, 영상데이터를 전송하는데 많은 시간이 소요되고 경우에 따라서는 시간적 지연으로 인하여 시각적으로 판별이 불가능하게 된다[2].

심장조영상은 조영제의 움직임과 흐름이 일정한 방향성을 가지고 있지만 입력된 프레임마다의 모양은 일반적인 동영상과는 달리 불규칙적 형태와 방향을 나타내는 특성을 가지고 있다. 이러한 특성을 가진 심장조영상의 효과적인 처리를 위하여 본 논문에서는 고속 전송이 가능한 새로운 심장조영상 압축방법을 제안한다. 조영제 투입 전의 초기영상(initial image)과 조영제 투입이후 영상의 시간적·공간적 상관도가 밀접함을 고려하여 초기영상으로부터 현재 프레임의 조영제 진행 흐름인 차영상(differential image)을 추출한다. 그리고 이전의 차영상과 관련시

켜 의미 있는 변화 부분만을 추출하고 부호화한다. 또한 제안된 방법에서는 초기영상으로부터 얻어진 차영상을 신체 움직임(body motion)이나 잡음으로부터 분리하기 위하여 다중 임계값(multithreshold)을 적용하고[6-7], 차영상으로부터 얻어진 의미 있는 영역을 경계(contour)와 질감(texture) 영역으로 분리하여 Kocher 등이 제안한 2차원 다항식 근사화를 이용한 방법으로 부호화한다[8-9].

본 논문의 구성은 1장 서론에 이어, 2장에서 조영상에 대해 간단히 설명하고, 3장에서는 다중 임계값 및 안정영역과 의미영역 검출에 대하여 기술한다. 근사화 다항식의 이론과 근사화 계수에 의한 영역부호화에 대하여 4장에서 기술하고, 모의실험의 과정과 그 결과를 5장에서 서술한다. 6장에서는 본 연구의 성과에 대한 결론을 맺는 순으로 되어 있다.

II. 조영상의 특징

인체에 발생하는 여러 질환의 진단과 치료 및 징후 결정에 있어서 혈관의 분포 상태 및 혈액의 움직임의 관찰은 매우 중요하다. 혈관 조영상은 1950년대부터 Seldinger법의 등장으로 진단적 가치 및 임상적 응용이 널리 인정되고 있다. 인체의 모든 기관은 심장에서부터 영양 및 산소 공급을 받고 있으며 사용된 혈액은 다시 심장으로 보내지고 있다. 따라서 심장의 상태 변화를 관찰하여 이상 유무를 판단하는 것은 매우 중요한 일이다.

인체내의 혈액은 주위 조직과 X선 흡수계수(absorption coefficient) 차이가 거의 없으므로 단순 X선 촬영으로는 관찰할 수 없다. 혈관이나 혈액을 촬영하기 위하여는 조영제라는 X선 흡수계수가 큰 요도함유 용액(iodide containing solution)을 혈관에 주입하여, 조영제와 혈액을 혼합시켜 혈관과 혈액을 X선 촬영하여 영상화한다. 이때 조영제의 혈중 농도를 높게 유지하기 위하여 도관(catheter)을 직접 대상부위에 삽입하여 조영제를 주입하면서 동시에 촬영하게 된다[10].

심장조영상은 심장박동에 따른 혈류의 움직임을 정확히 촬영할 필요가 있으므로 연속 프레임이 필요하다. 빠른 혈류의 움직임을 영상화하기 위하여

도관을 통하여 조영제를 주입한 후, 초당 약 30~60 프레임으로 2~4초간 촬영하여 심장조영상을 얻는다. 조영제 투입이전의 첫 프레임으로부터 약 120 프레임 정도의 심장조영상이 연속으로 얻어지며 조영제의 흐름을 가지고 심장의 이상 유무를 판단한다.

III. 의미영역의 추출

3.1 다중 임계값 적용

임의의 k 번째 영상과 $k+1$ 번째 영상에서의 차영상은 화소간의 차이값을 구하고 임계값에 의해 얻는다. 차영상은 임계값을 어떤 값으로 사용하는가에 따라 영상의 복잡성 문제가 나타나게 된다. 그러므로 연속된 두 영상 사이의 최적의 임계값을 결정하는 문제는 매우 어렵다고 할 수 있다. 임계값을 큰 값으로 유지하면, 주변배경에 의해 움직임이 나타나는 오류 움직임(false motion)을 줄여줌으로써 전체적인 오차를 줄일 수 있으나 실제적으로 휘도 차에 의해 나타나는 정보가 제거될 수 있다. 반면에 임계값을 작은 값으로 유지하면, 움직임은 비교적 정확하게 추출되지만 오류 움직임까지도 추출되므로 영상이 복잡하게 되어 전체적인 오차가 증가될 수 있다.

본 논문에서는 이러한 문제를 해결하기 위하여 심장조영상에서의 최적 임계값 결정 알고리즘을 사용한다. 이는 다음의 단계들을 수행하여 결정한다.

단계 0) 초기값으로 $I=1$, $n=10\sim 15$ 사이의 값을 사용한다.

단계 1) 연속하는 두 영상에서 임의로 결정된 임계값 n 에 의해 나타난 화소의 수를 계산한다.

$$\begin{aligned} & \text{if } |F_k(x, y) - F_{k+1}(x, y)| > I \text{ then } S_I \cdot S_{I+1} \\ & \text{if } |F_k(x, y) - F_{k+1}(x, y)| > n \text{ then } S_n \cdot S_{n+1} \\ & \text{if } |F_k(x, y) - F_{k+n/2}(x, y)| > I+n/2 \text{ then } S_{(I+n/2)} \cdot S_{(I+n/2)+1} \\ & \dots\dots\dots (1) \end{aligned}$$

여기서, S_I 는 임계값 I 보다 큰 화소의 수이고, (x, y) 는 화소의 위치, F_k, F_{k+1} 은 두 영상의 휘도 값이다.

단계 2) 두 화소수의 차이 $Diff_1 = S_{(I+n/2)} - S_I$ 과 $Diff_2 = S_n - S_{(I+n/2)}$ 를 각각 비교하여 임계값을 조절한다.

$Diff_1 < Diff_2$ 이면, $I \leftarrow n/2$, $n \leftarrow n$ 으로 하고 단계 3으로 간다.

$Diff_1 \geq Diff_2$ 이면, $I \leftarrow I$, $n \leftarrow n/2$ 으로 하고 단계 3으로 간다.

단계 3) $I \equiv n$ 이면, 최종 임계값을 n 으로 한다. 그렇지 않으면 단계 1로 간다.

3.2 안정영역의 검출

안정영역(stable region)이란 심장조영상에서 조영제가 투입되기 이전 영상과 비교하여 조영제가 심장으로 퍼진 영역으로 정의한다. 다음은 안정영역을 검출하는 과정이다.

먼저 현재 프레임과 조영제 투입이전의 초기영상 사이에서 얻어진 차영상으로 현재상태에서 심장에 퍼진 조영제의 진행상태를 추출한다. 심장조영상은 조영제의 흐름으로 심장 전체의 이상 유무를 판단하기 때문에 조영제의 진행상태의 추출은 조영상에서 가장 중요한 의미를 가진다. 그러나 초기영상과의 감산과정에서 임의의 임계값을 사용함으로써 잡음과 영상의 복잡성 문제가 발생하게 된다. 이러한 문제로부터 감산과정에서 어떤 값을 최적의 임계값으로 결정할 것인가의 선택문제가 제기되는데, 이를 해결하기 위하여 앞절에서 설명한 다중 임계값을 사용하여 해결한다.

다중 임계값은 현재 프레임과 초기영상과의 감산 임계값에 따른 휘도 변화정도를 이전 프레임과 비교하여 차영상이 공통적으로 안정된 변화를 나타내는 임계값을 최적으로 결정한다. 이는 조영제 투입이후 발생하는 조영제에 의한 휘도 변화량이 데이터 취득시와 신체 움직임 등에 의해 나타나는 미세한 오류 변화량보다 더 크다고 할 수 있기 때문이다. 주입된 조영제에 의하여 나타난 휘도 값과 초기영상의 휘도 값의 변화는 최소한 10이상의 변화폭을 가지고 있음을 실험결과로 확인하였다. 표 1은 임계값 변화에 의한 연속 프레임의 휘도 변화량을 보여주고 있다.

표 1. 임계값에 따른 휘도 변화량

Table 1. Variation of gray level by thresholds

Th. \ No.	26th frame	27th frame	28th frame
1	1934	1761	1738
2	1681	1459	1612
3	1428	1387	1428
4	1293	1202	1371
5	1191	1146	1137
6	1177	987	1137
7	964	800	1005
8	701	576	765
9	522	432	550
10	439	422	444
11	417	412	417
12	391	407	408

3.3 의미영역의 추출

감산과정을 통하여 얻어진 안정영역으로부터 전송에 필요한 의미영역(meaningful region)을 추출하는 과정에 대하여 기술한다. 높은 압축율에서 연속된 심장조영상을 부호화하여 전송하기 위한 가장 중요한 조건이 의미영역의 정확한 검출이다. 의미영역은 안정영역으로부터 전송을 위해 실제의 조영제의 움직임과 조영제의 퍼짐에 따른 영역내의 휘도 변화만을 추출하기 위하여 두 번째 감산과정을 통하여 얻어진다.

두 번째 감산과정에서는 안정영역이 추출된 이후의 영상을 대상으로 감산을 하므로 내부적 휘도 값에 의한 영역분할 영상이 구해진다. 영역 분할된 영상에서는 미세한 영역이 내부의 휘도 차에 의해 복잡하게 나타나게 된다. 그러나 이러한 영역분할은 심장조영상의 특징상 조영제의 투입시기부터 조영제의 퍼짐 정도를 알고자 함이 근본적인 목적이므로 영역내의 미세하게 분할된 부분은 마스크를 사용하여 제거하거나 인접영역과 통합하여 처리한다. 그리고 각각의 분할된 영역은 경계정보와 질감정보의 용이한 추출을 위하여 반복적으로 세선화한다. 그림 1은 제안된 방법의 블록도이다.

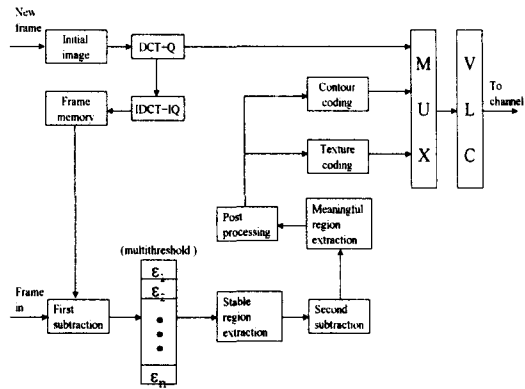


그림 1. 제안된 방법의 블록도
Fig. 1 Block diagram of the proposed method

IV. 영역 부호화

4.1 질감 근사화

임의 모양의 영역에서 실제 데이터에 가장 근접한 값을 얻기 위하여 근사화 계수를 발견하는 것이 중요하다. 영역을 근사화하기 위한 해석함수는 Kocher 등이 제안한 2차 근사화 다항식을 사용한다[8]. 그 표현식은,

$$\tilde{g}(x, y) = b_1 + b_2x + b_3y + b_4x^2 + b_5y^2 + b_6xy \dots \dots \dots (2)$$

이 되며, $\tilde{g}(x, y)$ 는 D라는 임의 모양을 형성하고 있는 내부점 (x, y) 위치에서의 근사화된 값이다. $[b_1, b_2, \dots, b_6]$ 는 근사화 다항식의 계수 벡터이다.

다항식의 6개 근사화 계수 b_1, b_2, \dots, b_6 는 D라는 임의 모양에서 원래의 값과 근사화된 값 사이에서 SSE(sum of square error)의 최소화에 의해서 얻어진다. 영역 D가 n개의 화소를 포함하고 있을 때 원래의 화소값은,

$$g = (Xb) + e \dots \dots \dots (3)$$

로 표현된다. 여기서,

- g = 원래 휘도의 n 차원 벡터
- $g^T = [g(x_1, y_1), g(x_2, y_2), \dots, g(x_n, y_n)]$
- n = 영역 D 에서의 화소 수
- b = 6차원 근사화계수 벡터
- $b^T = [b_1, b_2, \dots, b_6]$
- e = 근사화 에러의 n 차원 벡터
- $e^T = [e_1, e_2, \dots, e_n]$

식 (3)은 원래의 값, 근사화 계수, 그리고 n 개의 화소를 포함하고 있는 영역에서 구해진 근사화 에러 사이의 수학적 관계를 정의하고 있다. 이때, X 는 $n \times 6$ 벡터로 다음과 같다.

$$X = \begin{bmatrix} 1 & x_1 & y_1 & x_1^2 & y_1^2 & x_1 y_1 \\ 1 & x_2 & y_2 & x_2^2 & y_2^2 & x_2 y_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & x_n & y_n & x_n^2 & y_n^2 & x_n y_n \end{bmatrix} \dots\dots\dots (4)$$

(x_i, y_i) 는 D 영역에 속해있는 화소의 위치를 표시한다. 계수 벡터 b 에 관하여 SSE를 최소화함으로써

$$e = g - (X(X^T X)^{-1}(X^T g)) \dots\dots\dots (5)$$

와

$$SSE = (g^T g) - (g^T X)(X(X^T X)^{-1}(X^T g)) \dots\dots\dots (6)$$

를 얻는다.

SSE를 구하기 위해서는 6×6 역행렬의 계산이 필요하다. 이 경우에 $(X^T X)$ 벡터의 불량 조건 (ill-condition) 때문에 생기는 불안정성 문제를 피하기 위하여 절대점 좌표를 사용하는 대신에 정의된 영역 D 의 무게중심을 정점으로 좌표계를 구한다. 즉, 벡터 X 의 계산을 위하여 식 (4)를 사용하는 대신, 다음 식을 사용한다.

$$\bar{X} = \begin{bmatrix} 1 & \bar{x}_1 & \bar{y}_1 & \bar{x}_1^2 & \bar{y}_1^2 & \bar{x}_1 \bar{y}_1 \\ 1 & \bar{x}_2 & \bar{y}_2 & \bar{x}_2^2 & \bar{y}_2^2 & \bar{x}_2 \bar{y}_2 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ 1 & \bar{x}_n & \bar{y}_n & \bar{x}_n^2 & \bar{y}_n^2 & \bar{x}_n \bar{y}_n \end{bmatrix} \dots\dots\dots (7)$$

여기서, $(\bar{x}_k, \bar{y}_k) = (x_k, y_k) - (x_G, y_G)$ 이고, (x_G, y_G) 는 영역 D 의 무게중심을 표현한다.

4.2 분할영역 부호화

분할된 의미영역은 경계정보와 질감정보로 분리하여 부호화한다. 경계정보는 Eden과 Kocher 등이 제안한 이론에 따라 부호화하며, 각 영역의 경계 화소는 약 1.173bit가 할당된다[9]. 질감정보는 2차원 다항식에 의하여 근사화되고 근사화 계수를 양자화하여 부호화한다[11].

일반적으로 모든 영역에 대하여 2차 근사화 차수를 적용하고 많은 비트를 할당하여 부호화하면 더욱 좋은 화질을 얻을 수 있으나, 고속 전송을 고려했을 경우에 전송율이나 압축율면에서는 문제를 가져오게 된다[12].

본 논문에서는 영역의 크기를 기준으로 2차항 다항식의 차수를 결정하고 근사화 계수에 일정 비트를 할당하여 부호화한다. 영역의 크기에 대한 임계값은 영역내의 화소수가 100개 미만이면 0차 근사화를 적용하고, 화소수가 100~249개 사이이면 1차 근사화를 적용하며, 249개 화소수를 초과하는 영역이면 2차 근사화를 적용한다. 또한 각 근사화 계수에 할당된 비트수는 표 2와 같다. 근사화 차수를 결정하기 위한 영역내의 화소수의 결정은 분할된 영역의 수와 영역내의 화소수를 계산하여 전체 영상에 할당된 전송 비트가 일정하도록 근사화 계수의 차수를 조정하였다.

표 2. 근사화 계수에 따른 비트 할당표
Table 2. Bit allocation of each approximated coefficient

근사화계수	b_1	b_2	b_3	b_4	b_5	b_6	합계
할당 bit 수	8	10	10	10	10	10	(bits)
적용	0차	o					8
	1차	o	o	o			28
	2차	o	o	o	o	o	58

4.3 후처리

채널을 통한 심장조영상의 전송시 여러 프레임

이 경과되면, 원영상으로 갱신시켜 주고 움직임의 변화가 클 때에는 평균 전송 비트율이 일정하게 유지되도록 조절할 필요가 있다. 주기적인 원영상의 갱신은 움직임 추출에 의한 프레임간의 차영상에 의한 부호화를 중단하고 원영상을 프레임내 부호화함으로써 수행된다. 이러한 이유는 여러 프레임을 단순 처리하였기 때문에 생기는 누적 오차로 인하여 재생영상의 품질이 저하되는 것을 막기 위함이다. 또한, 각 프레임마다 일정한 비트율을 유지하기 위하여 다중 임계값에 의한 안정영역 검출 과정에서 결정된 임계값과 질감 부호화에 할당되는 일정 비트수를 적절히 조절하였다. 즉 임의의 최적 임계값에 생성된 각 내부의 의미영역은 각 프레임마다 개수와 모양이 다르기 때문에 내부 영역이 많이 발생한 프레임은 변화가 심한 영역을 우선적으로 처리하여 전송함으로써 비트수를 조절하였다.

그리고 의미영역의 추출과정에서 복잡한 내부 휘도의 미세한 변화에 의해 발생하는 미소영역의 제거와 통합에 대해서는 영역의 단순화라는 측면에서 부호화시 고려되었다. 고립 화소점은 인접영역과 비교하여 비슷한 휘도 값을 갖는다면 이웃화소와 병합하고 독립화소에 대해서는 제거하였다. 수신측에서 적절한 처리를 통하여 부드럽고 시각적으로 자연스러운 영상을 재생할 수 있도록 재생영상에 대해 계단형 밝기 차를 제거하는 간단한 평균보존 필터링을 수행한다. 이는 영역간에 사용에 있어서 각 영역의 에지 성분을 보존시켜 주면서 경계부분을 부드럽게 하여 영상의 몽롱화

(blurring)를 방지할 수 있다. 그림 2는 평균보존 필터의 마스크이다. 중심화소 및 주위의 네 화소를 이용하여 평활화함으로써, 영역 경계를 부드럽고 자연스럽게 함과 동시에 경계에서는 원래의 값에 가깝도록 보상을 함으로 몽롱화를 방지한다.

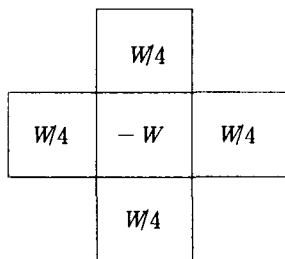
V. 모의실험 과정 및 결과

본 논문에서 사용한 심장조영상은 성인의 좌심실을 촬영한 것이다. 영상의 크기는 256×256 이며 256레벨의 밝기를 가진다.

그림 3은 실험에 사용한 초기영상과 26번째, 27번째 프레임의 원영상이다. 조영제 투입이전 초기영상과 조영제의 퍼짐이 잘 나타나는 26번째, 27번째 프레임의 처리과정을 살펴보면 다음과 같다. 먼저 조영제 투입이전의 초기영상과 조영제 투입 이후의 27번째 프레임을 감산한다. 감산된 영상은 데이터 취득시 또는 신체 움직임의 영향으로 감산 임계값에 따라 다르게 나타난다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 표 1에 나타난 결과를 토대로 최적이라고 판단되는 임계값으로 9를 사용하였다. 그 결과로 얻어진 안정영역의 영상을 그림 4에 보인다. 그림 4의 두 영상을 비교하여 보면 외부적으로 크기와 모양의 변화가 일어났으며 내부적으로도 각 영역에서의 휘도차에 의해 변화가 일어났음을 알 수 있다.

첫 번째 감산과정에서 얻은 현재의 안정영역의 영상인 그림 4(b)와 이전 영상인 그림 4(a)를 사용하여 안정영역으로부터 얻은 의미영역의 영상을 그림 5에 나타내었다. 이 과정에서 실질적으로 심장에 투입된 조영제의 움직임 정도를 추출할 수 있다. 그러나 그림 5에서 보는바와 같이 이전 차영상으로부터 확장된 부분은 경계정보의 확대에 인하여 에지의 이동 및 확대와 함께 내부적으로 경계안에서 질감영역의 휘도 차이에 의한 변화부분도 미세하게 추출된다.

본 논문에서는 이러한 미세한 휘도 변화에 의해 나타난 추출영역은 영상의 단순화라는 측면에서 제거하였다. 사용된 제거 방법은 인접 영역과 비교하여 휘도차가 크지 않다면 하나의 영역으로 통합하고, 독립영역은 마스크를 사용하여 제거한다. 초



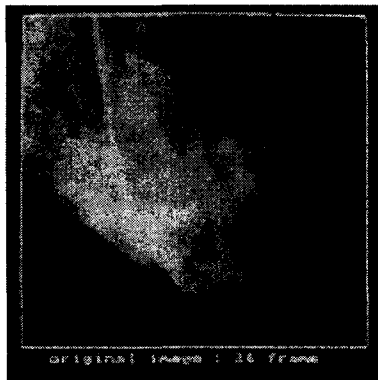
W: weighting function

그림 2. 평균 보존 필터의 마스크

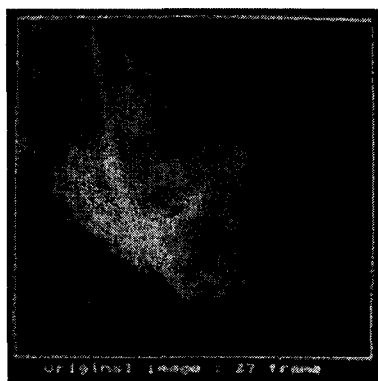
Fig. 2 Filter mask with mean preserving



(a) 초기영상

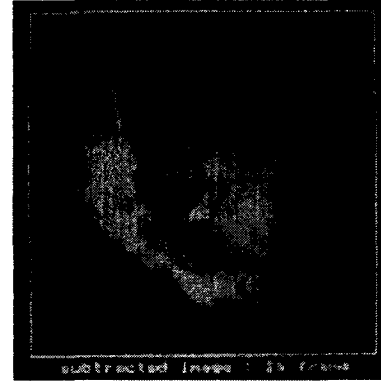


(b) 26번째 프레임

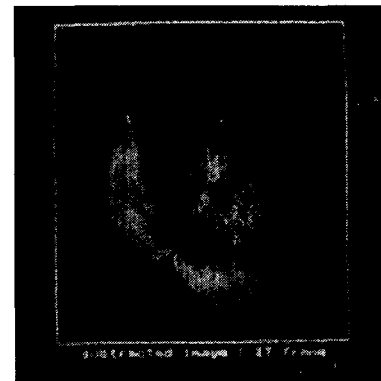


(c) 27번째 프레임

그림 3. 원영상
Fig. 3 Original images



(a) 감산된 26프레임



(b) 감산된 27프레임

그림 4. 안정영역 영상
Fig. 4 Stable region images

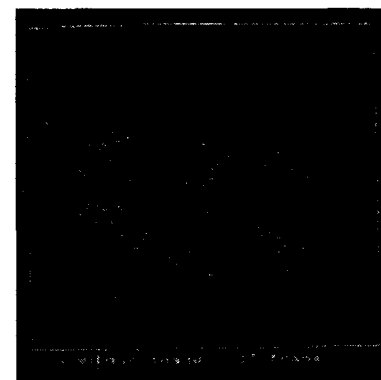
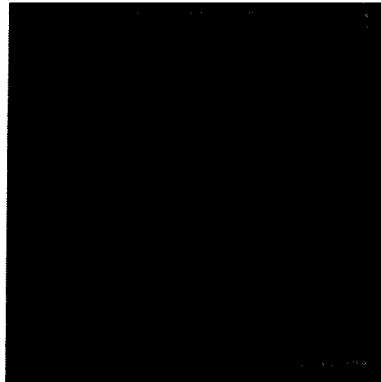
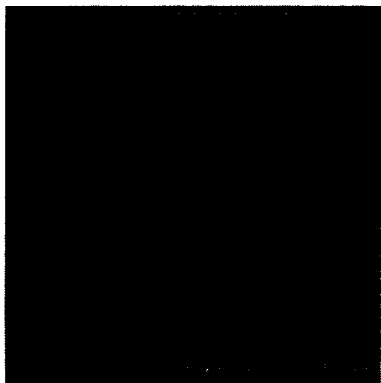


그림 5. 의미영역 영상
Fig. 5 Meaningful region image



(a) 0.0246bpp



(b) 0.0387bpp

그림 6. 재생 영상
Fig. 6 Reconstructed images

기영상은 프레임내 DCT 부호화법을 사용하여 충실히 전송함으로써 초기영상으로 인한 오류 움직임을 최소화하였다. 그림 6은 제안된 방식에 따라 원래의 심장조영상을 부호화하고 재구성된 영상이다. 재구성된 영상은 원래의 영상과 비교하여 화질 면에서 크게 떨어진 면을 볼 수 없다. 그러나 조영제가 혈액과 혼합이 되기 시작한 부분, 즉 휘도 차이가 매우 작은 부분은 다중 임계값을 사용할 때 제거됨으로 인하여 재구성되는 영상은 실제 흐름보다는 1~2 프레임 뒤에 나타나는 결과를 보여준다. 평균 비트율 0.0246bpp(320:1 압축)로 전송할 경우의 재생영상이 그림 6(a)이다. 그림 6(a)는 전체적인 질감영역의 근사화가 불완전하여 시각적으로 거슬리는 부분이 나타나고 있으며, 후처리를 하였

을 경우에는 영역 내부의 거슬림은 어느 정도 제거되지만 경계영역에서 발생하는 시각적인 부자연스러움은 조금 남아있다. 그림 6(b)는 압축율 200:1의 평균 전송율 0.0387 bit/pel로 압축한 결과로 시각적으로 원영상과 비교하여 자연스럽게 재생되었음을 볼 수 있다. 본 논문에서 제안된 방식에 따라 심장조영상의 연속 영상을 전송율 0.0387bpp(200:1 압축)로 부호화하여 초당 25프레임을 전송한다고 할 때, 63.045 Kbps의 전송률을 필요로 하게 된다. 이는 일반 통신선의 기본 전송 용량인 64Kbps이하로 전송 가능하므로 실제의 시스템에 사용하여도 전혀 무리가 없다.

VI. 결 론

의료영상의 한 종류로 심장에 조영제를 투입하여 얻은 심장조영상(cardioangiography)을 높은 압축율로 부호화하여 시각적으로 부자연스럽지 않은 재생영상을 얻고, 심장조영상을 시간적 지연 없이 전송하여 의사의 판단에 도움을 줄 수 있는 화질로 재생시키는 방법이 현재 PACS에서 많은 연구가 진행되고 있다.

본 논문에서는 조영제 투입이전의 초기영상과 조영제 투입이후 영상과의 시간적·공간적 상관도가 밀접함을 이용하여 조영제의 진행 흐름을 정확히 추출하여 경계정보와 질감정보로 분류한 후, 의미영역만을 높은 압축율에서 부호화하여 재구성하는 방법을 제안하였다. 제안한 방법은 조영제의 실질적인 움직임만을 안정되게 추출하여 전송함으로써 압축율에서 개선을 이루었고, 고속으로 의료영상의 전송이 가능하게 처리하였다.

앞으로 연구가 이루어질 방향은 현재 사용되고 있는 X선 영상 등과 같은 고해상도 영상의 실시간 처리기술이 필요하며, 의사의 진단판단 기준 등이 의료영상의 압축에 이용된다면 의료영상을 다루는 PACS에 있어서 보다 신뢰적이고 긍정적인 발전이 기대된다.

참고문헌

- [1] H. Sun and M. Goldberg, "Radiographic

image sequence coding using two-stage adaptive vector quantization," IEEE Trans. Medical Image, vol. 7, no. 2, Jun. 1988.

[2] K. H. Hohne and M. Bohn, "Processing and analysis of radiographic image sequence," Image Sequence Processing and Dynamic Scene Analysis, Springer-Verlag Inc., 1983.

[3] T. Gotoh et al., "A compression algorithm for medical image and a display with the decoding function," 日本電子情報通信學會 論文集, vol. J73-D-II, no. 2, pp. 266-275, Feb. 1990.

[4] W. H. Chen and C. H. Smith, "Adaptive coding of monochrome and color image," IEEE Trans. Commun., vol. 9, COM-25, pp. 1285-1292, Nov. 1977.

[5] C. Joo and J. Choi, "Radiographic image sequence coding using adaptive finite state vector quantization," Proc. Applications of digital Image Processing X III, SPIE Vol. 1349, pp. 176-180, 1990.

[6] F. Cheevasavit, "A robust method for picture segmentation based on a split-merge procedure," CVGIP, vol. 34, pp. 268-281, 1986.

[7] M. Spann and C. Horne, "Image segmentation using dynamic thresholding pyramid," Pattern Recognition, vol. 22, no. 6, pp. 719-732, 1989.

[8] M. Kocher and R. Leonardi, "Adaptive region growing techniques using polynomial function for image approximation," Signal Processing, vol. 11, no. 1, pp. 47-60, Jul. 1986.

[9] M. Eden and M. Kocher, "On the performance of a contour coding algorithm in the context of image coding Part I : Contour segment coding," Signal Processing, vol. 8, no. 4, pp. 381-386, Jul. 1985.

[10] 한만칭, "혈관조영술(DSA)의 원리와 임상적 응용", 대한전자공학회지, vol. 13, no. 3, Jun. 1986.

[11] M. Kocher and M. Kunt, "Image data compression by contour texture modeling," Proc. Image Coding, SPIE Vol. 594, pp. 132-139, 1985.

[12] M. Kunt et al., "Second generation image coding techniques," Proc. IEEE, vol. 73, no. 4, pp. 549-574, Apr. 1985.



김진태(Jin-Tae Kim)
1987년 중앙대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1989년 중앙대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1993년 중앙대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학박사)

1995년 ~ 현재 한서대학교 컴퓨터과학과 조교수
*관심분야 : 영상압축, MPEG, 비디오 인덱싱 및 검색



두경수(Kyung-Soo Doo)
1989년 중앙대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1991년 중앙대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1996년~1998년 한국 컴퓨터 프로그래밍보호회 연구위원

1998년 ~ 현재 중앙대학교 대학원 전자공학과 박사과정
*관심분야: 적외선 신호처리, 영상 신호처리 등