

# 계조 수 감소를 이용한 PDP내에서 의사 윤곽 제거 기법

준회원 안 상 준\*, 어 윤 필\*\*, 종신회원 이 상 옥\*\*

## Reduction of Dynamic False Contours based on Gray Level Selection method in PDP

Sang-Jun Ahn\*, Yoon-Phil Eo\*\*, Sang-Uk Lee\*\* *Reguler Member*

### 요 약

본 논문에서는 PDP내에서 의사 윤곽이 발생할 가능성이 큰 화소를 찾고 대상 이미지에 따라 적응적으로 그 효과를 보상하는 방법을 제안한다. 우선 이미지의 화소 값 정보만을 이용해서 간단하면서도 효과적으로 화소 값의 분포를 이용해서 화질의 저하를 야기하는 화소를 찾는 방법을 제안하였다. 다음으로 선택된 후보 화소 군을 특정 영역으로 트리 구조를 통해서 그룹화하고 그 영역에서만 계조 수를 감소시킨다. 이 과정에서 의사 윤곽이 발생하는 영역에 한해서만 계조 감소가 필요하므로 전체 이미지가 아닌 그룹화 된 영역을 대상으로만 국한해서 계조수를 감소시킨다. 마지막으로 계조 수 감소로 생긴 오차와 트리 구조를 이용한 그룹화로 생긴 오차를 오차 확산 기법을 이용해서 사람 눈에 잘 띄지 않게 한다. 제안한 기법은 정지 영상의 화소 값을 바꿈으로써 객관적인 화질의 손해를 보는 대신에 의사 윤곽이 감소된 영상을 얻는다. 모의실험을 통해서 제안하는 의사 윤곽 제거 기법이 낮은 계산 복잡도를 가지면서 기존 방법들 보다 효과적으로 의사 윤곽을 제거함을 확인한다.

Key Words : PDP, Dynamic false contour, Error diffusion, Gray level selection

### ABSTRACT

In this paper, we propose a new approach for the reduction of the dynamic false contours, which detects and compensates false contour artifacts adaptively. First, we develop a simple but effective method to select the pixels that are likely to cause the motion artifacts, based on the distribution of pixel values. Then, we merge the selected pixels into several regions using tree structure. Next, we reduce number of gray levels within the regions slightly to reduce the false contours. Note that reducing number of gray levels yield the distortion, thus it is applied only to the selected regions, instead of the whole picture. Intensive simulations on real moving image show that the proposed algorithm alleviates the dynamic false contours effectively with tolerable computational complexity.

### I. 서 론

최근 디지털 기술의 발전과 함께 영상 데이터에 대한 관심이 늘어나고 있으며, 이들 영상 자료를 효율적으로 처리하기 위한 연구가 수행되고 있다<sup>1,2</sup>. 디지털 영상에 대한 연구 분야는 영상 자료의 효율

적인 저장 기술, 영상 자료의 네트워크를 통한 전송 기술<sup>3,4</sup>, 자료의 효과적인 디스플레이 기술로 세분할 수 있다. 특히 멀티미디어 데이터를 최종적으로 보여주는 디스플레이에 관한 연구는 더 크고 더 선명한 영상을 원하는 욕구에 의해 그 중요성이 점점 커지고 있다. 따라서 과거의 연구는 높은 해상도 영

\* 삼성전자(sjun.ahn@samsung.com), \*\* 서울대학교 전기컴퓨터 공학부 신호처리 연구실(sanguk@ipl.snu.ac.kr)  
논문번호 : KICS2005-02-073, 접수일자 : 2005년 2월 21일

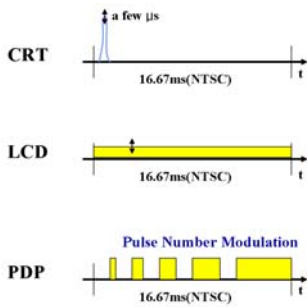


그림 1. CRT, LCD, PDP의 계조 표현 원리

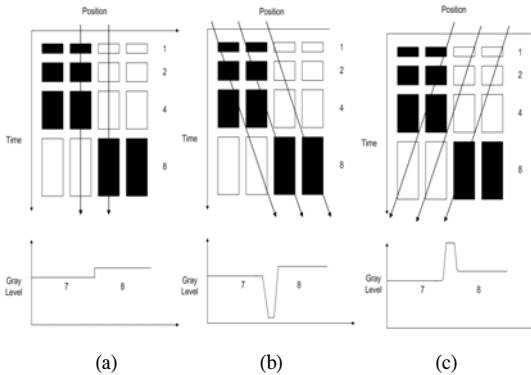


그림 2. 의사 윤곽 발생 원리: (a)영상의 움직임이 없는 경우, (b)영상이 오른쪽으로 이동하는 경우, (c)영상이 왼쪽으로 이동하는 경우.

상의 효율적인 저장 및 전송에 중점을 두었지만 최근에는 대형 평판 디스플레이에 대한 요구 때문에 LCD(liquid crystal display)와 PDP(plasma display panel)를 이용한 디스플레이 기술에 많은 관심이 모이고 있다<sup>5)</sup>.

현재 사용되는 평판 디스플레이 기법에서 대형 화면 디스플레이에 효과적으로 부합되는 장치가 PDP이다. 왜냐하면 PDP가 완전한 형태의 평판 디스플레이로서 70 인치 크기 이상의 대형화가 가능하기 때문이다. 하지만 PDP에는 타 디스플레이와 다른 계조(gray level)표현 방법 때문에 영상의 화질 저하가 존재하며, 이중 가장 심각한 것이 의사 윤곽(dynamic false contour)이다<sup>6)</sup>. 의사 윤곽은 존재하는 경계선 외에 영상의 움직임에 따라 추가적으로 잘못된 경계(false contour)가 발생하는 것을 의미한다. 의사 윤곽은 영상 움직임이 존재할 경우, 사람 눈에 심각한 거슬림을 유발하여 디스플레이로서의 PDP의 가치를 크게 떨어뜨린다. 따라서 PDP를 이용한 대형 평판 디스플레이 연구 분야에서 의사 윤곽 문제만 해결 된다면 PDP는 대형 평판 디스플레이로서 그 가치가 크기 때문에 의사 윤곽의 제거에

관한 연구는 매우 중요한 연구 분야로 관심을 받고 있다<sup>5)</sup>.

본 논문에서는 의사 윤곽을 줄이기 위해 새로운 기법을 제안한다. 제안한 기법은 256개의 계조를 다 사용하지 않고 의사 윤곽 문제를 일으킬 확률이 적은 N개의 계조만을 이용하는 방법이다. 우선 적은 계산 량으로 의사 윤곽이 발생할 가능성이 큰 후보 화소 군을 찾는다. 다음으로 후보 화소 군을 특정 영역으로 그룹화해서 그 영역에서만 계조 수를 감소시킨다. 마지막으로 계조 수 감소로 생긴 오차를 오차 확산 기법(error diffusion)을 이용해서 사람 눈에 잘 띄지 않게 한다. 제안한 기법은 정지 영상의 화소 값을 바꿈으로써 의사 윤곽이 감소된 영상을 얻는다. 즉, 사람의 눈에 영향이 미치지 않는 범위에서 화소 값을 왜곡시키는 대신 사람 눈에 민감한 의사 윤곽을 줄이는 방법을 제안한다.

이 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 의사 윤곽에 정의와 발생 원인에 대해 설명하고 현재까지 제시된 의사 윤곽 제거 방법을 설명하고 각 방법의 특징과 문제점을 지적한다. 3장에서는 본 논문에서 제안한 알고리즘에 대한 자세한 설명과 모의실험 결과를 제시한다. 마지막으로 4장에서 제안한 알고리즘에 대해 고찰하며 결론을 맺는다.

## II. 의사 윤곽 저감 방법

PDP는 펄스 변조 방식을 이용하여 각 화소의 계조를 표현하며, 이로 인해 PDP에서는 화질 저하의 주 원인으로 간주되는 의사 윤곽이 발생한다. 의사 윤곽으로 대표되는 화질 저하에 대한 많은 연구가 진행되었고<sup>6,7,13)</sup>, 현재까지 제안된 의사윤곽 저감 기법은 크게 두 가지 흐름으로 분류할 수 있다. 하나는 영상정보를 사용하지 않고 PDP 구동방식 자체를 개선하여 의사윤곽을 저감하는 방법<sup>8)</sup>이고 다 임간의 화소 차와 같은 영상정보를 이용하여 의사 윤곽을 저감하는 기법이다<sup>9)</sup>.



그림 3. PDP에서의 의사 윤곽

2.1 의사 윤곽 문제

의사 윤곽이 생기는 원인은 PDP가 다른 디스플레이 장치와 다른 계조(gray level) 표현 방식을 이용하기 때문이다. 그림 1에서 각 디스플레이 장치의 계조 표현 방법을 보여주고 있다. CRT의 경우 1장의 화상을 표현하기 위한 단위 프레임(NTSC 방식에서는 16.7ms, PAL 방식에서는 20ms)동안 한 번의 발광으로 계조를 표현하며, LCD에서는 단위 프레임 동안 해당 계조를 지속적으로 발광 유지하는 방법을 택하고 있다. PDP의 경우에는 단위 프레임 동안 서로 다른 계조를 표현할 수 있는 복수 개의 서브필드(subfield)를 구성하여 각 서브필드들의 총 발광유지 시간을 계조로 표시하는 방식을 사용한다. 즉 PDP는 PNM (pulse number modulation) 방법을 이용하여 계조를 표현한다.

의사윤곽은 PNM을 이용하는 PDP 고유의 발광 특성과 사람의 눈이 움직임을 쫓아가는 특성이 결합되어 발생한다. 그림 2는 의사윤곽 발생 원리를 보여준다. 그림 2에서 화살표는 눈이 영상의 움직임을 따라서 이동하는 경로를 나타내고, 위는 각 픽셀의 발광 패턴을 아래는 눈에 인지되는 밝기를 나타낸다. 위에서 세로축은 시간을 가로축은 각 픽셀의 위치를 나타낸다. 그림 2에서는 1,2,4,8의 네 개 서브필드를 이용 최대 15의 밝기를 나타낼 수 있는 경우를 예로 들고 있다. 망막 상에서 느껴지는 밝기는 픽셀에서 방출되는 빛을 화살표의 경로를 따라 시간적으로 적분한 값이다. 그림 2의 (a)처럼 움직임이 없는 경우에는 픽셀의 밝기를 시간적으로 적분하는 경로가 일정하지만 화상이 움직일 경우 빛의 적분 경로가 시간에 따라 변하게 된다. 이 경우 망막 상에 고정된 픽셀에서의 밝기는 눈의 적분 경로를 따라 존재하는 여러 픽셀의 서브필드 데이터가 영향을 주게 되어 원래의 값과는 다른 값으로 인지된다. 그림 2의(b), (c)에서 관찰 할 수 있듯이 영상이 움직이는 경로를 눈이 따라가서 밝기의 적분경로가 화살표의 방향으로 되면 주변 보다 밝은 색의 선과 어두운 선이 생긴다. 이 밝은 선과 어두운 선이 원래 이미지상에는 존재하지 않는 경계를 만들게 되고 이를 의사 윤곽이라 정의한다. 그 예는 그림 3에 제시한다. 그림 3은 Kawahara와 Wani의 기법<sup>[18]</sup>을 이용한 시뮬레이터로 얻은 영상이다.

2.2 의사 윤곽 저감 기법

2.2.1 영상 정보와 무관한 기법

영상 정보를 이용하지 않는 의사 윤곽 저감 방법

에는 의사 윤곽이 감소하도록 서브필드의 가중치 및 배열을 최적화하는 방법<sup>[7]</sup>, 3차원 에러 분산 방법(3D-scattering)<sup>[12]</sup>, CLEAR 구동 방식 등이 있다. 영상 정보와 무관한 의사 윤곽 저감 방법은 계산이 용이하고 하드웨어로의 구현이 쉽다는 장점이 있지만 의사 윤곽 저감의 효과 면에서 영상 정보 이용하는 기법보다 효과가 적다는 단점이 있다.

서브필드를 최적화하는 방법은 서브필드의 분할(subfield partition)<sup>[8]</sup>, 서브필드의 시간적 배열(subfield arrangement)<sup>[12]</sup>, 및 서브필드 코드 결정(subfield codeword)<sup>[10]</sup>등을 조절하는 기법이다. 이 중 쉽게 생각할 수 있는 것은 통상적인 이진 코드를 사용하지 않거나 서브필드의 수를 증가시키는 것인데 이는 의사 윤곽 저감의 효과가 완벽하지 못하고 또 PDP에서 충분한 밝기를 얻기 위해서는 서브필드 수를 어느 이상은 증가시킬 수 없다는 제약으로 한계를 가진다.

3차원 에러 분산 방법은 서브필드의 시간적 순서를 각 화소마다 무작위하게 선택해서 시간적 공간적으로 의사 윤곽으로 생기는 화질의 저하를 분산시키는 방법이다. 이는 여러 방향으로 에러를 분산시켜 눈에 잘 띄지 않는다는 장점이 있지만 실제의 의사 윤곽의 존재 양은 일정하고 서브필드의 시간적 순서를 무작위하게 선택하기 때문에 항상 일정한 효과를 기대하기 어렵다는 단점이 있다.

Pioneer에서 개발한 CLEAR 구동방식은 의사 윤곽의 정도에 따라 화소 자체의 계조를 변화시켜서 그 효과를 줄이는 방법이다. 즉, 의사 윤곽이 많은 경우 해당 화소의 계조 수를 많이 줄여 그 효과를 줄이는 방법이다. 의사 윤곽을 거의 완벽하게 제거한다는 점에서 현재까지 상용화된 의사 윤곽 저감 방법 중 가장 우수하다고 할 수 있으나 화질의 뭉롱화가 심하고 계조 수의 희생에 의해서 계조 표현이 부드럽지 못하며 사용자가 동화상을 볼 때 노이즈 화소 등이 보이는 단점이 있다. 더욱이 이 방법은 고속 어드레싱(addressing)에 유리한 Pioneer PDP 패널 구조에 최적화 된 것이므로 일반적인 PDP에 적용하기 힘들다.

2.2.2 영상 정보를 이용하는 기법

영상 정보를 이용하는 방법에는 입력 영상 신호로부터 움직임 벡터(motion vector)를 검출하여 움직임 벡터의 방향으로 서브필드 데이터를 이동시키는 방법<sup>[13]</sup>과 현재 프레임과 이전 프레임간의 화소 차를 검출하여 현재 프레임의 계조를 의사 윤곽이

발생하지 않는 계조로 양자화 시키고 오차를 확산 시키는 방법<sup>[4]</sup> 및 stretched-out coding 방법<sup>[7]</sup> 등이 있다.

Phillips, Thomson<sup>[13]</sup>, 삼성 SDI등에서 제안한 움직임 벡터를 이용한 의사 윤곽 저감 방법은 현재 프레임과 이전 프레임의 영상 데이터로부터 움직임 벡터를 추출하고 서브필드 데이터를 움직임 벡터의 방향으로 이동시킨다는 것이 핵심 아이디어이다. 이 방법은 기본적으로는 의사 윤곽을 최대한 저감할 수 있다는 장점이 있으나, 계산 복잡성이 커서 하드웨어로의 구현이 어렵고, 의사 윤곽 보정의 결과가 전적으로 움직임 벡터에 의존하므로 움직임 벡터를 잘못 구하면 결과가 잘못되는 오류가 발생할 수 있다. 또한, 사람의 눈이 움직임 벡터의 방향으로 움직이지 않는 경우 새로운 왜곡이 발생할 수 있다는 단점이 있다.

프레임간의 화소차를 검출하여 의사 윤곽을 저감하는 방법은 각각의 고정된 화소 좌표에서 현재 프레임과 이전 프레임의 차이를 검출하여 의사 윤곽의 발생 정도를 예측하고, 현재 프레임의 계조를 의사 윤곽이 최소가 되는 가장 가까운 계조 값으로 양자화를 통해 의사 윤곽을 주변 화소로 전파시키는 기법이다. 이 방법은 계산이 간단하며 구현이 용이한 장점이 있다. 그러나 실제 의사 윤곽 발생은 영상의 움직임을 사람의 눈이 따라가는 것에 의해서 서로 다른 위치의 화소 값들의 기인하므로 동일한 위치의 프레임 간 화소 차이를 이용하여 보정하는 것은 완벽한 결과를 얻을 수 없다. 또한, 움직임이 없는 경우와 움직임이 있는 경우를 나누어 처리해야 하므로 구현 시 움직임의 정도를 미리 파악해야 하는 단점을 가진다.

Matsushita의 stretched-out coding 기법<sup>[7]</sup>은 영상의 움직임이 클 경우에는 계조 수를 감소시키고 움

직임이 적을 경우에는 계조 수를 유지한다. 이 방법은 의사 윤곽 저감 원리상으로는 Pioneer의 CLEAR 구동방식과 유사한 것으로 역시 계조 수를 희생하므로 계조 표현이 부드럽지 못하다는 단점이 있다.

이상과 같이 기존에 제안된 의사 윤곽 저감 알고리즘은 그 어느 것도 구현 가능성과 효과 측면에서 만족할 만한 결과를 보여주지 못하고 있다. 영상 정보와 무관한 기법은 구현이 쉽지만 효과가 좋지 못하고 영상 정보를 이용하는 기법은 구현이 복잡하고 움직임 정보에 오차가 있을 경우 효과가 없다는 단점이 있다. 이런 이유로 본 논문에서는 의사 윤곽을 효과적으로 저감하면서 계산 양은 적은 새로운 방법을 제안하고 있다.

### III. 제안하는 알고리즘

#### 3.1 서론

본 절에서는 계조 선택(gray level selection)을 통한 의사 윤곽 저감 방법에 대해서 설명한다. 계조 선택(gray level selection)이란 의사 윤곽 저감을 위해서 최적의 계조를 선택한다는 것으로서 CLEAR, stretched-out coding과 마찬가지로 의사 윤곽 저감을 위해 표현 가능한 계조 수를 256에서 N 계조로 줄이는 계조 선택 방법을 말한다. 표현 가능 계조 수를 줄이면 의사 윤곽은 줄어들지만 계조 표현이 부드럽지 않고 계조를 줄인 후 수행하는 오차확산(error diffusion)의 규칙적인 패턴이 나타나는 등의 문제가 발생한다. 따라서 계조 선택 방법은 의사 윤곽 저감과 부드러운 계조 표현이라는 다소 상충되는 목표 하에서 최적 해를 찾는 것이다.

#### 3.2 계조 선택 방법을 이용한 의사윤곽 저감 방법

제안 알고리즘의 순서도를 그림 4에 제시하였다. 첫째, 의사 윤곽이 발생하기 쉬운 후보 화소들을 찾

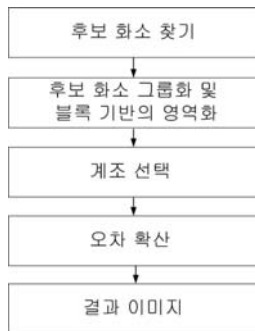
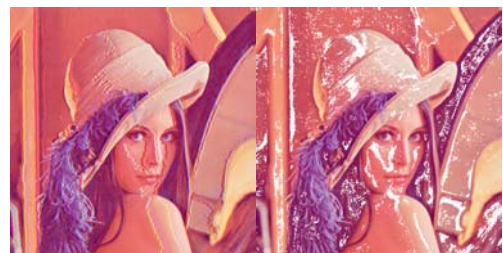


그림 4. 알고리즘 진행 순서도.



(a) (b)

그림 5. 후보 화소의 선택: (a)시뮬레이터로 계산한 실제 PDP에서 관찰되는 의사 윤곽 패턴 (b)제안한 방법을 이용한 의사 윤곽이 발생할 후보 화소를 선택한 결과.



는다. 둘째, 후보 화소 군을 트리구조(quadtree)를 이용해서 특정 영역으로 그룹화하고 그 영역에서만 계조 수를 감소시킨다. 셋째, 오차 확산 기법(error diffusion)을 이용해서 계조 수 감소로 인한 오차와 블록 기반의 영역화로 생긴 계단 현상(blocky artifact)을 사람 눈에 잘 띄지 않게 처리한다. 제안한 기법은 정지 영상의 화소 값을 바꿈으로써 객관적인 화질을 손해 보는 대신에 의사 윤곽이 감소된 영상을 얻는다.

3.2.1 유도 벡터와 Hamming 거리

PDP내에 화소의 계조는 서브 필드의 점등 여부에 의해서 결정된다. 서브 필드의 점등 상태를 수학적으로 표현하기 위해서 먼저 유도 벡터를 정의할 필요가 있다. 유도 벡터는 각 서브 필드의 점등 상태에 따라 붙이 커진 경우 1을 꺼진 경우 0을 할당해서 얻어진 벡터이다. 예를 들어 서브 필드 패턴을 (1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128)이라 가정할 경우, 82의 계조 값은 (0, 1, 0, 0, 1, 0, 1, 0)의 서브 필드 유도 벡터에 의해서 얻어진다. 즉,

$$82 = (1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128)g(0, 1, 0, 0, 1, 0, 1, 0)$$

이다. 여기서  $vgw$ 는 내적 연산을 의미한다.

또한 의사 윤곽은 두 화소 사이에 발광 패턴의 차이로부터 발생하는데 이는 두 화소 간의 유도 벡터의 패턴 차이에 그 원인이 있다. 따라서 두 벡터의 패턴 차이 계산에 사용되는 Hamming 거리의 개념을 도입한다. 두 벡터 사이의 Hamming 거리는 두 벡터 사이에서 다른 값을 갖는 비트의 개수를 의미한다. 예를 들면, 두 화소 A와 B의 서브 필드 유도 벡터가 다음과 같다고 가정하면,

A: (0, 1, 0, 0, 1, 0, 1, 0),

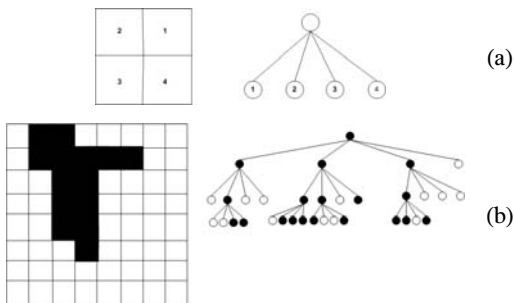


그림 6. 블록 기반의 영역화: (a) 트리의 상하(parent-child)관계, (b) 실제 블록 기반의 영역화 결과와 대응되는 트리 구조

B: (1, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1),

A와 B의 Hamming 거리는 6이 된다. 여기서 두 유도 벡터 사이의 Hamming 거리는 두 화소 사이의 발광 패턴이 얼마나 다른가를 의미한다.

그러나 실제의 발광 패턴 차이는 각 서브필드의 점등 여부뿐만 아니라 서브필드의 크기도 영향을 준다. 왜냐하면, 서브필드의 크기가 크다는 것은 점등 시간이 길다는 것을 의미하고 이런 현상을 고려하면 작은 서브필드의 점등 상태가 다른 것보다 큰 서브필드의 점등 상태가 다른 것이 발광 패턴에 영향이 더 크기 때문이다. 즉, A와 B의 유도 벡터의 성분간 배타적 논리 차(XOR)를 수행해서 새로운 벡터를 구하면,

C: (1, 0, 0, 1, 1, 1, 1, 1)

된다. 여기서 얻은 C와 각 서브 필드 크기를 나타내는 벡터 (1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 128)와 내적 연산을 통해서 다음과 같은 가중 Hamming 거리를 얻는다.

$$H_w = \sum_{i=0}^7 2^i C_i \tag{1}$$

3.2.2 후보 화소의 선택

두 화소 사이의 가중 Hamming 거리가 클수록 화소 사이의 발광 패턴의 차이가 커진다. 또한 시점이 영상의 움직임에 따라갈 경우, 화소 간 발광 패턴의 차이가 큰 영역에서 의사 윤곽이 발생할 확률이 증가한다. 따라서 인접 두 화소 간의 가중 Hamming 거리를 후보 화소의 선택 기준으로 활용한다. 또한 실제 PDP에서 의사 윤곽을 관찰해 보

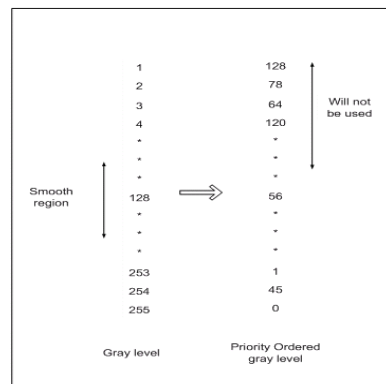


그림 7. 계조 수 선택 과정.

면, 텍스처(texture)영역에서 의사 윤곽이 잘 발생함을 확인할 수 있다.

그러므로 각 화소와 주변 화소들과의 계조 값의 분산 값을 후보 화소를 선택하는 또 다른 기준으로 삼는다. 이들 두 가지 기준을 이용하여 해당 화소와 인접한 화소들과 가중 Hamming 거리가 임계 값보다 크고 해당 화소 주변의 윈도우 내의 화소 값들의 분산 값이 임계 값 보다 작을 경우 그 화소를 후보 화소로 선택한다. 그림 5는 의사 윤곽 시뮬레이터를 이용해서 의사 윤곽을 생성한 결과와 제안한 후보 선택 방법으로 얻은 결과를 보여준다. 선택된 후보 화소의 대부분이 의사 윤곽과 비슷한 패턴을 띄고 있음을 알 수 있다.

### 3.2.3 후보 화소의 그룹화 및 블록 기반의 영역화

후보 화소의 선택 과정에서 실제 의사 윤곽에 영향을 주지 않는 화소를 제거하기 위해서 인접 후보 화소들을 모아서 그룹화 한다. 다음으로 계산량을 줄이기 위해 각 프레임 이미지를 64×64 블록으로 나눈다. 이때 앞에서 그룹화 된 화소들도 블록의 경계에 의해 서브(sub) 그룹으로 나누어진다. 블록에 속한 서브 그룹 안의 화소의 개수가 임계 값 이상일 경우에만 해당 블록이 선택되고 이 블록에 대해서만 트리(quadtree)구조를 이용해서 더 작은 블록으로 나누어진다.

그림 6(a)는 블록의 각 영역과 트리(quadtree)의 노드 사이의 관계를 나타내고 그림 6(b)는 실제 블록 기반 영역화의 결과와 그것에 대응하는 트리 구조를 보여준다. 그림 6에서 검은 노드(node)는 선택된 블록을 나타내고 흰색 노드는 선택되지 않은 블록을 나타낸다. 그림 6과 같이 선택된 영역은 더 작은 4개의 서브 영역으로 나누어지고 4개의 영역 중에서 후보 화소의 개수가 임계 값 이상은 블록은 다시 서브 영역으로 나누어지고 블록의 크기가

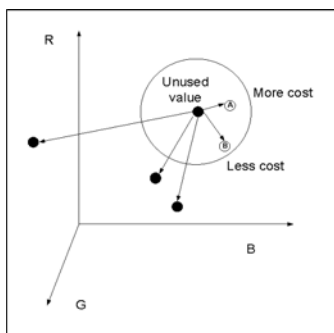


그림 8. 대응 테이블 만들기.

16×16이 될 때까지 앞에 과정을 반복한다. 최종적으로 선택된 블록에 대해서만 계조 수 감소를 이용하는 의사 윤곽 감소 기법이 적용된다. 자세한 과정은 다음 절에서 설명한다.

### 3.2.4 계조 선택 알고리즘

선택된 영역에서 의사 윤곽을 발생시킬 가능성이 큰 계조를 제외하고 나머지 계조만을 사용해서 영상을 표현한다. 의사 윤곽의 발생 가능성을 측정하는 척도로는 앞에서 제안한 가중 Hamming 거리를 사용한다. PDP에서 의사 윤곽은 계조의 변화가 작은 텍스처(texture)영역에서 잘 관찰 되므로 서로 영향을 미치는 계조도 일정 범위에 한정된다. 그러므로 한 계조와 의사 윤곽 발생에 대해 영향을 주고 받는 계조의 범위를 계조 단조 변화 영역(smooth region)으로 정의하고 그 영역에 대해서만 서로 영향 관계를 계산한다.

그림 7은 계조 선택 과정을 보여준다. 그림 7처럼 각 계조마다 계조 단조 변화 영역 범위내의 화소와의 가중 Hamming 거리를 계산한 후 특정 임계 값 보다 큰 계조를 제거하고 나머지 계조만을 사용하게 된다. 사라진 계조들은 사용 가능한 인접 계조로 대체(mapping)되고 이 단계에서 생긴 오차를 오차 확산(error diffusion)기법<sup>17)</sup>을 통해서 줄이게 된다. 계조 선택 이후 자세한 과정은 다음 절에서 설명한다.

### 3.2.5 계조 선택 알고리즘

계조 선택 과정에서 사용하지 않기로 결정된 계조 값들은 사용 가능한 값들로 대체된다. 이 과정을 위해서 기존 계조들과 선택된 계조들 사이에 대응 관계를 나타내는 대응 관계 테이블(mapping table)을 만든다. 기본적으로 사라진 계조 값들은 3차원 RGB공간에서 최소 Euclidian 거리(least Euclidian distance)를 갖는 값으로 대응된다. 그러나 Weber의 법칙<sup>17)</sup>에 따르면 인간의 눈은 원본 값과 2% 이내의 계조 차이는 같은 값으로 인지한다. 그러므로 만약 Euclidian 거리가 2% 안에 들어가는 후보 계조 값들이 둘 이상일 경우에는 그 중 인접 화소와 가중 Hamming 거리가 최소인 계조 값을 선택한다. 그림 8과 같이 원래 값과 2% 이내의 계조 값이 A와 B 두 개가 있을 경우에는 B가 A보다 Euclidian 거리가 더 클지라도 가중 Hamming 거리가 작은 B를 대체 값으로 선택한다. 즉, 눈이 구분하지 못하는 계조 변화 내에서는 가중 Hamming

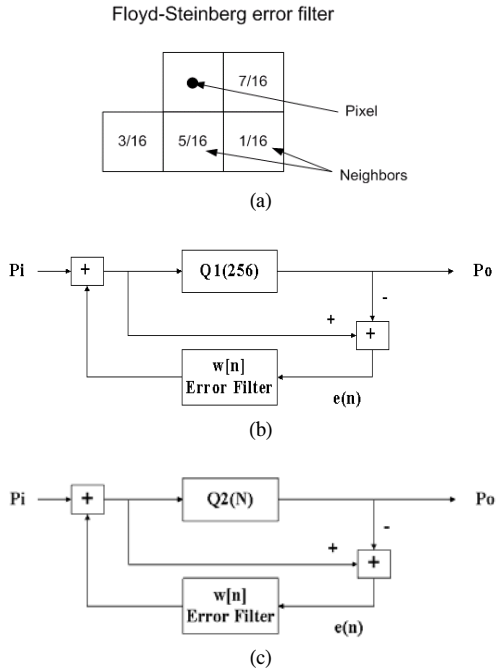


그림 9. 오차 확산 방법: (a) 오차 필터 구조, (b) 선택되지 않은 블록에서의 오차 확산, (c) 선택된 블록에서의 오차 확산

거리가 더 적은 값을 선택해서 의사 윤곽 감소 효과를 증가시킨다.

### 3.2.6 오차 확산 방법

사라진 계조들을 사용 가능한 인접 계조로 대응시키는 과정에서 원본 이미지가 손상되고 계조 수를 줄인 영역과 그렇지 않은 영역의 경계에서 계단 현상이 발생한다. 제안하는 알고리즘에서는 이 두 가지 오차를 줄이기 위해서 두 가지 양자화 테이블을 이용한 오차 확산 방법(error diffusion method)을 사용한다.

제안하는 알고리즘에서 사용하는 오차 확산 방법의 기본 구조는 그림 9와 같이 블록 기반 영역화를 통해 선택된 영역과 선택되지 않는 영역에 다른 양자화 필터를 사용하는 구조이다. 선택된 영역의 경우에는 양자화 테이블로 N계조 양자화 테이블을 사용하고 선택되지 않은 영역은 256 계조 양자화 테이블을 사용한다. 오차 필터는 두 오차 확산 방법 모두 그림 9의 (a)와 같이 Floyd-Steinberg 오차 필터 구조를 이용한다. 그림 9의 (a)와 같이 현재 화소 값에서 발생한 오차는 미리 계산된 가중치만큼씩 이웃 화소들로 전파된다. 즉, 오차를 넓은 영역에 분포시켜서 눈에 덜 민감하게 만든다.



그림 10. 계조 감소 기법 적용과 오차 확산 결과: (a) 원본 영상, (b) 192 계조만 사용한 영상, (c) 128 계조만 사용한 영상.



그림 11. 의사 윤곽 모의실험 결과1: (a) 원본 영상, (b) 192 계조만 사용한 영상, (c) 128 계조만 사용한 영상.

제안하는 알고리즘에는 두 가지의 오차가 발생한다. 블록 기반 영역화를 통해 선택된 영역에는 계조 수 감소로 인한 오차가 발생하고 선택된 영역과 선택되지 않은 영역과의 경계에는 계조 수 차이로 인한 계단 현상이 발생한다. 우선 선택된 영역에서의 오차를 해결하기 위해서 그림 9의 (c)와 같이 감소한 계조 수 N개인 양자화 과정을 거치는 오차 확산 방법을 사용한다. 이 과정의 결과로 선택된 영역의 경계에 오차가 전파되게 되고 이 오차를 선택되지 않은 영역으로 확산시키기 위해서 그림 9의 (b)와 같은 오차 확산 방법을 이용한다.

기존 방법들은 의사 윤곽 제거를 위해서 이미지 전체에 대해 계조수를 양자화한 후 오차 확산 방법<sup>[14]</sup>을 적용하거나 프레임간의 화소 차와 움직임 정보 같은 계산량이 높은 영상 정보<sup>[13]</sup>를 이용한다. 반면에 제안하는 방법은 현재 프레임의 화소 값만을 이용해서 의사 윤곽이 발생할 화소를 예측하고 이미지의 특정 영역에 대해서만 의사 윤곽 저감 방법을 적용한다. 즉, 더 적은 계산량으로 의사 윤곽을 효과적으로 제거한다.

### 3.3 실험 결과

성능을 평가하기 위해서 Kawahara와 Wani의 기법<sup>[18]</sup>에 기초해서 만든 시뮬레이터를 사용한다. 실험 환경은 의사 윤곽의 감소 효과를 잘 관찰하기 위해서 정지 영상을 한 방향으로 빠르게 이동시키는 방법을 선택한다. 한 방향으로 영상이 이동할 경우 시점 추적 모델에 따라서 눈이 영상을 좀 더 확실하

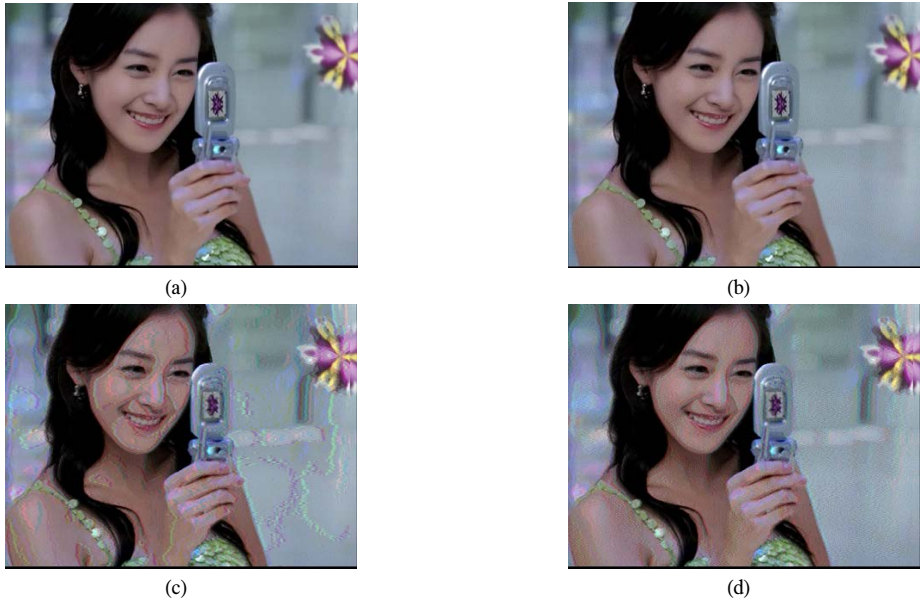


그림 12. 의사 윤곽 모의실험 결과2: (a) 원본 영상, (b) 128 계조만 사용한 영상, (c) 원본 영상의 모의실험 결과, (d) 128계조만 사용한 영상의 모의실험 결과

게 따라가고 빠른 이동 속도에 의해 의사 윤곽 효과가 분명히 나타나기 때문이다. 여기서 실험 영상은 모두 x방향으로 한 프레임마다 8 화소씩 이동하는 것을 사용한다.

그림 10은 원본 영상과 계조 수를 감소시킨 영상 사이의 정지 영상 화질을 보여준다. 그림 10에서 볼 수 있듯이 계조 수를 192개, 128개로 줄였음에도 화질의 큰 차이를 보이지 않음을 알 수 있다. 또 블록 기반의 영역화를 이용해서 특정 영역에서만 계조 감소 방법을 사용했음에도 계단 현상이 관찰되지 않는다.

정지 영상의 화질이 조금 저하된 반면 동영상에서 나타나는 의사 윤곽은 큰 차이를 보인다. 그림 11은 원본 영상을 그대로 사용한 경우와 계조 감소 알고리즘을 적용한 결과를 보여준다. 계조 수를 적게 사용할수록 의사 윤곽이 감소한다. 그러나 계조 수를 적게 사용하면 정지 영상의 화질 저하가 커진다. 따라서 영상의 움직임이 클수록 의사 윤곽이 많이 발생하므로 영상의 속도에 따라 적응적으로 계조 감소 수를 조절할 필요가 있다.

다른 실험 영상에서도 정지 영상에서의 화질 저하를 줄이면서 의사 윤곽을 효과적으로 줄이고 그림 12에서 실험 결과를 제시한다. 그림 12에서 (a)는 원본 영상을 보여주고 (b)는 128 계조만을 사용한 영상, (c) 원본 영상을 이용한 모의실험 결과, (d)

128 계조만을 사용한 모의실험 결과를 나타낸다.

#### IV. 결론

기존의 제안된 방법들은 의사 윤곽 제거 효과와 계산의 복잡도 면에서 만족할 만한 결과 보여주지 못한다. 본 논문에서는 의사 윤곽을 제거하는 새로운 방법을 제안하였다. 이용 가능한 계조 수를 줄여서 의사 윤곽을 효과적으로 줄이는 방법으로 제안한 기법의 특징은 다음과 같다.

제안한 방법은 사용 가능한 계조 수를 줄여서 의사 윤곽을 줄이는 방법이다. 제안한 기법은 기존의 방법들과 다르게 의사 윤곽이 발생하는 영역에서만 계조 수를 줄인다. 우선 의사 윤곽이 발생하기 쉬운 후보 화소 군을 찾고 그 화소 값들을 블록 기반의 영역화에서 후보 화소 개수가 일정 이상인 블록만 선택한다. 다음으로 선택된 영역에 한해서만 의사 윤곽이 발생할 가능성이 큰 계조 값을 제거해서 계조 수를 감소시킨다. 마지막으로 계조 감소로 생긴 오차와 블록 기반 처리로 생긴 계단 현상(block effect)을 두 단계의 오차 확산 기법을 이용해서 눈에 덜 민감하게 만든다. 실험 결과는 제안한 알고리즘이 효과적으로 의사 윤곽을 줄이고 계조 수 감소로 인한 오차도 눈이 인지하기 힘들음을 보여준다.



참 고 문 헌

[1] ITU-T Recommendation H.261, "Video co-dec for audiovisual services at  $64 \times p$  kbit/s," Mar. 1993.

[2] ITU-T Recommendation H.263, "Video coding for low bitrate communication," May. 1996.

[3] ISO/IEC JTC1, "Coding of moving pictures and associated audio for digital storage media at up to about 1.5 Mbit/s . Part2: Video," ISO/IEC 11172-2(MPEG-1), Mar. 1993.

[4] ISO/IEC JTC1, "Generic coding of moving pictures and associated audio information. Part 2: Video," ISO/IEC 13818-2 (MPEG-2), Nov. 1994.

[5] 박승호, 김춘우, "고화질 PDP 구현을 위한 신호 및 영상 처리 기술 동향," 정보 디스플레이 학회지, pp. 24-29, 2002.

[6] S. Mikoshiba, "Dynamic false contours on PDPs-Fatal or Curable," in Proc. of International Display Workshops 96, pp. 251-254, Dec. 1996.

[7] I. Kawahara, K. Sekimoto, "Dynamic Gray Scale Control to Reduce Motion Picture Disturbance for High-Resolution PDPs," in Proc. of SID '99, pp. 166-169, May. 1999.

[8] C.-S. Kim, "On the reduction of gray level disturbances in plasma display panels," submitted to IEEE Trans. Circuits Syst. Video Technol., Aug. 2004.

[9] S.-J. Ahn, C.-S. Kim, and S.-U. Lee, "Detection and compensation of dynamic false contours in PDP," in Proc. of IDW'03, Dec. 2003.

[10] Y.-P. Eo and S.-U. Lee, "A new measure of dynamic false contour in PDPs for sub-field optimization," in Proc. of SID'04, May. 2004.

[11] O. Franzen and U. Fischbeck, "Spatio-temporal modeling of the moving image representation on PDP displays," in Proc. of ISCE 2002, pp.24-26, Aug. 2002.

[12] T. Yamaguchi and S. Mikoshiba, "An Improvement of PDP Picture Quality by using

a modified-binary-coded scheme with a 3D-scattering of motional artifact," in IEICE Trans. on electronics, vol. E80-C, no. 8, pp. 1079-1085, Aug. 1997.

[13] M. A. Klompenhouwer and G. de. Haan, "Optimally Reducing Motion Artifacts in Plasma Displays," in Proc. of SID '00, pp. 388-394, May. 2000.

[14] H. S. Lee and C. W. Kim, "A Look-up Table Based Error Diffusion Algorithm for Dynamic False Contour Reduction of Plasma Display Panels," in Journal of Information Display, vol. 2, no. 2, pp. 32-38, Jun. 2001.

[15] C. Thebault, "Method and apparatus for processing video pictures," EU Patent EP 1256924, 2001.

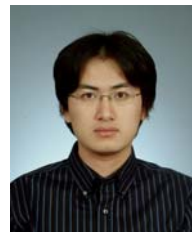
[16] B. W. Keelan, Handbook of Image Quality, Marcel Dekker, 2002.

[17] H. R. Kang, Digital Color Halftoning, SPIE & IEEE press, 1999.

[18] I. Kawahara and K. Wani, "Simulation of motion picture disturbance for AC-PDP modeling virtual pixel on retina," in IEICE Trans. Electorn., vol. E81-c, no. 11, pp. 1733-1739, Nov. 1998.

안 상 준 (Sang-Jun Ahn)

준회원



2003년 서울대학교 전기공학부 (학사)  
 2005년 서울대학교 전기컴퓨터공학부(석사)  
 2005년~현재 삼성전자  
 <관심분야> 신호처리, 영상처리

어 윤 필 (Yoon-Phil Eo)

준회원



1993년 서울대학교 전기공학과 (학사)  
 1995년 서울대학교 전기공학과 (석사)  
 1995년~현재 삼성 SDI  
 2002년~현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부(박사과정)

<관심분야> 신호처리, 컴퓨터비전

이 상 욱 (Sang-Uk Lee)

중신회원



1973년 서울대학교 전기공학과  
(학사)

1976년 Iowa State University  
전기공학(석사)

1980년 University of Southern  
California 전기공학(박사)

1980년~1981년 General Electric

Company

1981년~1983년 M/A-COM Research Center

1983년~현재 서울대학교 전기컴퓨터공학부 교수

<관심분야> 신호처리, 영상처리, 컴퓨터비전