

플라즈마 디스플레이 패널의 의사윤곽 개선에 관한 연구

論 文

52P-3-4

The Study for Improvement of False Contour in the Plasma Display Panel

申 載 華* · 河 成 喆** · 李 錫 賢***

(Jae-Hwa Shin · Sung-Chul Ha · Seok-Hyun Lee)

Abstract -Plasma display panels normally utilize the binary coded light emission scheme for gray scale expression. Subsequently, this expression method makes dynamic false contours. We propose the "E3DSM(enhanced 3-dimension scattering method)" that improved existing 3-d scattering method and the "HAM(histogram analysis method)" that is decided the driving schemes and subfield selections with histograms of images. Simulation results show the improving image quality.

Key Words : PDP, 의사윤곽, 최적분할 방식, E3DSM, HAM.

1. 서 론

21세기 멀티미디어 시대에서의 전자 디스플레이의 중요성은 날로 증대되고 있다. 전자디스플레이는 대면적화, 평면화 및 고화질화를 지향하고 있으나 디스플레이 시장의 대부분을 차지하고있는 CRT(cathode ray tube)로는 크기와 무게 면에서 만족하지 못하고 있으며, 액정디스플레이(LCD)도 30" 이상의 대형화가 어려울 것으로 예상된다. 기체방전을 이용하는 Plasma Display Panel(이하 PDP)은 다른 평판 디스플레이에 비해 40" 이상 대형화에 유리하고 256 계조 이상의 full color화, 넓은 시야각, 장수명, 싼 제조가격 등의 이점으로 인해 차세대 고성능 멀티미디어용 표시장치로 유력시되고 있다. 이미 일본과 한국의 우수 기업에는 고화질 TV(HDTV)을 목표로 활발한 연구 개발과 투자가 진행되고 있다.

그러나 PDP의 여러 우수한 장점에도 불구하고 PDP로 고화질 TV를 실현하기 위해서는 해결해야 할 문제들이 있다. CRT에 비해 발광 휘도, 발광 효율, contrast의 특성이 떨어지고, 특히 PDP에서만 발생하는 "의사윤곽(dynamic false contours)"으로 인한 동화상 화질저하 등이 문제이다.

발광 효율과 contrast등의 개선은 셀 구조의 최적화, 가스 방전의 개선, 구동방법의 개선, 형광체 재료의 개발, 필터의 개발 등으로 해결해 나가고 있다. 그러나 "의사윤곽" 현

상은 최근에 대두된 문제로써 국내에서는 아직 이렇다할 만한 연구 결과가 없는 것이 사실이다. 의사윤곽 현상은 근본적으로 PDP 구동이 1 field(=frame)인 1/60초 동안 여러 개의 subfield로 나누어서 구동하는 시간변조방법(pulse width modulation)을 사용하기 때문에 발생하는 현상이다. 이 의사윤곽 현상은 subfield를 나누는 방법, subfield를 배치하는 방법에 따라 의사윤곽이 달라지게 된다.

이러한 모든 방법들의 평가는 실험을 통해 평가할 수 없기 때문에 시뮬레이션을 통해 평가할 수밖에 없다. 본 논문에서는 PDP의 구동과 화질에 대해 설명하고 시뮬레이션을 통해 의사윤곽현상을 규명하였으며, 지금까지 일본을 중심으로 발표된 여러 의사윤곽 저감기술을 평가해 보았다. 또, subfield 분할에 따른 subfield의 최적 배치를 전수비교와 랜덤배치 비교를 통해 찾아보았다. 그리고 기존의 3차원 분산방식을 더 개선한 "E3DSM(Enhanced 3-Dimension Scattering Method)"와 화상의 히스토그램에 따라 구동방식과 subfield 배치를 달리하는 방식인 "HAM(Histogram Analysis Method)"을 제안한다. 두 방식은 비교적 쉽게 의사윤곽개선을 이룰 수 있을 것으로 기대된다.

2. 이 론

2.1 PDP의 구동과 의사윤곽

CRT는 각 pixel이 짧은 시간(~0.1us)동안에 발광하는 반면 plasma의 쌍안정 특성(On or Off)를 이용하는 PDP는 그림 1과 같이 1 frame (1/60초)동안 pulse의 개수를 조절하여 계조를 표현한다. 초기의 PDP는 256 계조를 표시하기 위해 1 frame (1/60초)동안 $2^0, 2^1, 2^2, 2^3, 2^4, 2^5, 2^6, 2^7$ 로 이루어진 subfield의 조합으로 표시하였다.[1]

* 正 會 員 : 仁 荷 大 工 大 電 子 電 氣 工 學 部 博 士 課 程
仁 川 專 門 大 學 電 氣 科 教 授

** 準 會 員 : 仁 荷 大 工 大 電 子 電 氣 工 學 部 碩 士 課 程

*** 正 會 員 : 仁 荷 大 工 大 電 子 電 氣 工 學 部 副 教 授 · 工 博
接 受 日 字 : 2003 年 3 月 24 日
最 終 完 了 : 2003 年 8 月 19 日

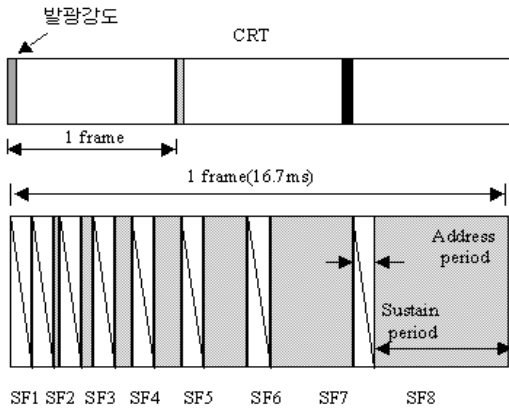


그림 1 PDP의 계조 표현 방법
Fig. 1 Gray level of PDP

그런데 그림 2와 같이 인접하는 두 개 pixel의 계조가 127과 128이었다면, 127계조를 가진 pixel은 frame 초기에 발광하고, 128 계조의 pixel은 frame의 후기에 발광하기 때문에, frame 초기에 127 pixel을 보다가 frame 후기에 128 pixel을 보게 된다면 그림과 같이 127 pixel과 128 pixel사이가 밝게 보이게 된다.[2,3]

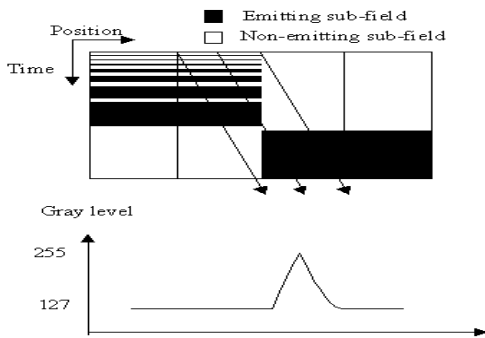


그림 2 127계조와 128계조사이의 의사윤곽
Fig. 2 Dynamic false contour between 127 and 128 gray level

2.2 의사윤곽의 정량화 방법과 기존 해소 방법

$$rms = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^z [R_i - S_i]^2}{z}} \times \text{가중치}$$

[R: reference, S: simulation result, z: sampling number × (256-velocity)]

의사윤곽을 여러 가지 정량화하는 방법 중 noise의 rms를 취하는 방법을 사용하였다. 이 방법은 대체적으로 화상 평가와 일치하였다. 가중치는 인간의 시각특성과 gray의 분포함수등이 고려될 수 있다. 인간의 눈은 어두운 배경에서 눈의 감도가 더욱 좋다. 또 gray의 분포가 많은 중간 계조에 가중치를 더 주어야 한다.

지금까지 발표된 의사윤곽 해소 방법을 아래에 서술하였다.

2.2.1 발광시간을 압축한다.

그림 3과 같이 발광시간을 압축하면 의사윤곽의 폭이 줄어든다. 그러나 이 방법은 PDP의 휘도가 줄어들므로 무한정 발광시간을 줄일 수는 없다.[4]

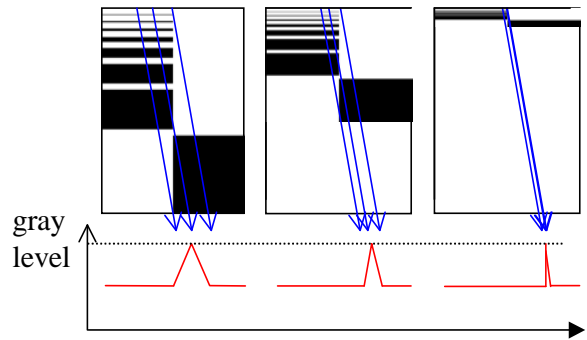


그림 3 발광시간 압축에 따른 의사윤곽의 폭
Fig. 3 Compression of emitting period

2.2.2 subfield 수를 늘린다.

그림 4처럼 subfield 수를 늘리면 의사윤곽의 폭과 최대값이 줄어든다. 그러나 구동의 어려움과 휘도의 저하등으로 보통 12 bit(subfield수 12개) 이하로 제한하고 있다.[5]

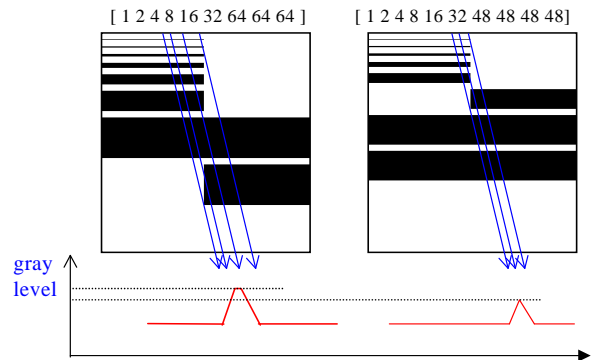
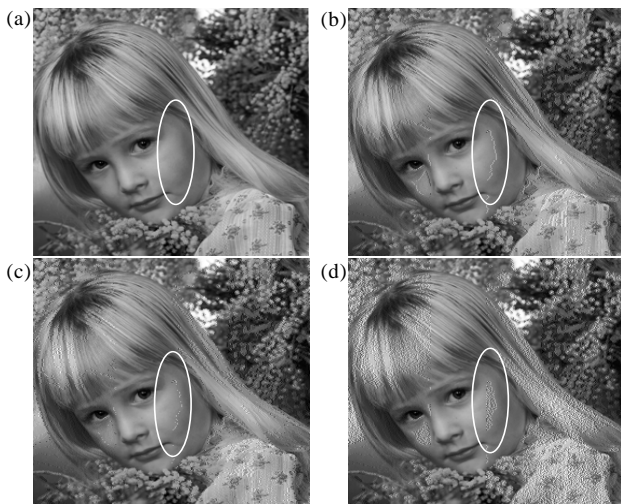


그림 4 subfield 조정
Fig. 4 subfield control

2.2.3 의사윤곽의 시공간 분산법 (3D scattering method)

9 bit이상에서는 gray의 선택이 가능하다. 예를 들면 [48 48 1 2 4 8 16 32 48 48]의 구동방식에서 gray level 48의 선택은 16과 32를 택하는 방법과 4개의 48중 하나를 택하는 방법이 있다. 각 행마다 각 열마다 또 각 frame마다 이 선택을 임의로 하면, 선 형태의 noise가 분산되고 상쇄되는 효과를 기대할 수 있다. 그런데 각 행 각 열마다 즉 각 pixel마다 선택을 달리하면 과립형태의 noise가 나타나는 것으로 보고되었으며[6] 실제 시뮬레이션 상에서도 같은 결과를 얻었다. 따라서 적당한 gray의 선택방법이 요구된다.



(a) 원 화상 (b) 3D 분산방식을 적용하지 않음
 (c) 각 행마다 3개의 gray 선택방법을 적용
 (d) 각 셀마다 gray 선택방법을 달리한 경우

그림 5 의사 윤곽의 시·공간 분산법
 Fig. 5 3D scattering method

2.2.4 등가 펄스법 (Equalizing Pulse Technique)

이 방법은 그림 6처럼 의사윤곽이 예견될 때 original TV signal에 pulse를 추가하거나 빼서 의사윤곽을 줄이는 방법이다. 시뮬레이션 결과는 의사윤곽이 현저하게 줄어들었다.[7]

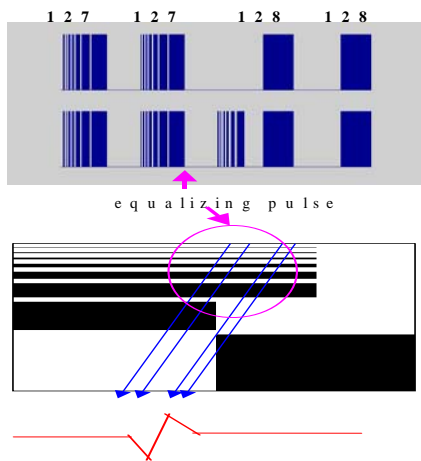


그림 6 등가 펄스법
 Fig. 6 Equalizing pulse technique

그러나 이 방식을 적용하기 위해서는 물체의 방향과 속도에 대한 정보를 사전에 알아야 하고 속도, 방향, gray에 따라 equalizing pulse의 생성을 달리해야 하며, 만약 속도 방향이 잘못 예측되었다면 더 많은 noise를 발생시키는 단점이 있다. 또 물체가 다른 방향과 다른 속도로 움직이는 경우까지 고려해야 함으로 많은 시행착오가 요구된다. 연산장치와 메모리의 부수적인 장치가 필요하다는 단점도 있다.

3. 실험 결과

3.1 최적 분할 방식

‘전수비교’와 ‘랜덤비교’를 통해 256 계조 8 bit, 9 bit, 10 bit, 12 bit 최적 분할방식을 찾아보았다.[8~11] 전수비교라는 것은 subfield조합의 모든 경우의 수를 비교하는 것을 의미한다. 랜덤비교라는 것은 전수비교가 불가능할 경우 subfield 배치를 랜덤하게 배치해 가면서 최소값을 찾아가는 방법이다.

3.1.1 8 bit 최적 분할 방식

8 bit로 256계조를 표시하는 방법은 [1 2 4 8 16 32 64 128]로 이루어진 subfield의 조합의 순열인 40320개이다. 0에서 255까지 변하는 ramp 영상을 이용하여 rms 정량화 방법으로 모든 경우의 수를 비교해 보았다. 시뮬레이션 평가 결과 속도 2[p/f]이고 duty ratio 70 일 때 [1 2 8 32 128 64 16 4]가 가장 좋은 결과를 얻었다. 속도, 어드레스 타임 정량화 방법에 따라 다소 차이가 있다. 그러나 상위 subfield가 하위 subfield 사이에 위치한다는 데는 변화가 없다, 즉 8 subfield가 1, 2, 4사이에 위치하고 128 subfield가 32와 64사이에 위치하는 방법에서는 항상 일치한다.



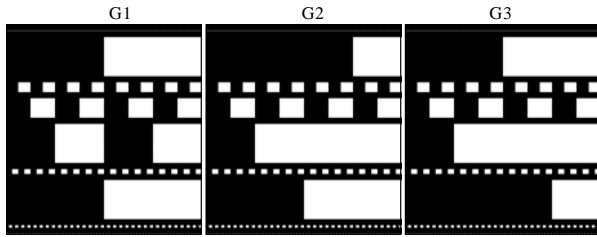
(a) (b)
 (a) [1 2 4 8 16 32 64 128] 배치의 화상평가
 (b) [1 2 8 32 128 64 16 4] 배치의 화상평가

그림 7 8 bit 최적 배치
 Fig. 7 8 bit optimized light emission scheme

3.1.2 9 bit 최적 분할 방식

256 계조를 9개의 subfield로 표현하는 방법은 배열을 고려하지 않고 noise peak가 가장 작고 3D scattering 방법을 병용하기 쉬운 [1 2 4 8 16 32 64 64 64]의 순열 전수 비교(9!×2=725760)를 하였다. 여기서 ×2는 gray의 선택방법도 고려한 경우이다. subfield가 중복되는 형태(여기서는 64가 3개 중복)가 유리함을 5 bit 16계조, 6 bit 32계조, 7 bit 64계조. 8 bit 128계조에서 의 전수를 비교를 통해 알 수 있었다. 5 bit일 경우에는 [1 1 3 3 7],[1 2 4 4 4], 6 bit일 경우 [1 2 2 6 10 10] [1 4 8 8 8]등이, 7 bit일 경우[1 2 4 8 8 20 20] [1 2 4 8 16 16 16]등이 의사윤곽이 작았다. 따라서 우리는 9 bit 256계조를 subfield가 2개이상 중복되는 형태만을 전수 비교한 결과 [1 2 4 8 16 32 64 64 64]의 순열 배열

중에서 [1 64 16 32 64 8 64 4 2]의 배치가 속도 2[p/f]에서의 최적 배치를 얻을 수 있었다. gray의 선택방법은 그림 8(a)와 같다.



(a) G1-최적배치의 최적선택 방법, G2, G3-최적배치에서의 다른 선택방법



(b) 9 bit 최적분할 방식인 G1을 사용한 화상평가
(c) G1, G2, G3으로 3D 분산방식을 적용한 화상평가

그림 8 9 bit 최적 분할 방식

Fig. 8 9 bit optimized light emission scheme

G1은 최적 배치에서의 gray level의 선택방법으로 가로 축의 0에서 255까지 gray level이 변함에 따라 선택되어지는 subfield를 나타내고 있다. 흰 부분이 발광하는 부분이다. gray 127과 128에서의 선택을 주의 깊게 관찰하면 2개의 64 subfield가 16.32.64.8 subfield를 감싸고 있음을 알 수 있다. G2와 G3는 9 bit 256계조를 실현하는 분할 방식과 선택방법을 G1에서 조금씩 달리한 방식이다. 최적 배치가 G1이지만 G2, G3를 도입함으로써 noise의 3D 분할 방식을 적용할 수 있다.

3.1.3 10 bit 최적 분할 방식

256 계조를 10개의 subfield로 표현하는 방법중 배열을 noise peak가 가장 작고 3D scattering 방법을 손쉽게 적용할 수 있는 [1 2 4 8 16 32 48 48 48 48]의 전수비교를 하였다. 경우의 수를 세가지로 구분하여 생각할 수 있다. 먼저 10개 subfield의 배열을 달리할 수 있다. 경우의 수는 10!이다. 두 번째 gray의 선택을 달리하는 경우는 16가지가 된다. 왜냐하면 mode1, mode2 에서처럼 gray level을 선택하는 방법은 48-63, 96-111, 144-159, 192-207에서 선택이 2가지이기 때문이다. 세 번째로 4개의 48을 선택하는 경우의 수는 $4C_1 \times 4C_2 \times 4C_3 \times 4C_4 = 96$ 가지이다. 그런데 10!안에 순서가 고려되었으므로 전체경우의 수는 $10! \times 16 \times$

$96/4! = 232,243,200$ 가 된다. 그런데 시뮬레이션 결과 두 번째 16가지의 경우의 수의 noise값은 모두 같았다. 그 이유는 noise값이 shift 되고 반전되기 때문이다. 예를 들면 표 1의 gray 48에서의 noise값은 표 2보다 작지만 gray64에서의 noise값은 표2가 작다. 즉 noise의 합은 같아진다. 만약 상대적으로 어두운 배경에서 noise값을 잘 감지하는 인간 시각 특성을 고려한다면 gray level이 큰 곳에서 noise가 많이 발생하는 mode1의 방법이 유리하다. gray의 선택에 따른 의사율과 정도는 같으므로 $10! \times 4 = 14,515,200$ 가지의 전수 비교를 해 보았다. 속도 2[p/f]에서 [1 2 48 4 48 16 32 8 48 48]의 배치로 gray의 선택방법은 아래 그림과 같았다. G1과 G2는 gray 선택이 틀리지만 정량화 오차값은 같게 나온 최적 분할 방식이다.

표 1 Mode 1

Table 1 Mode 1

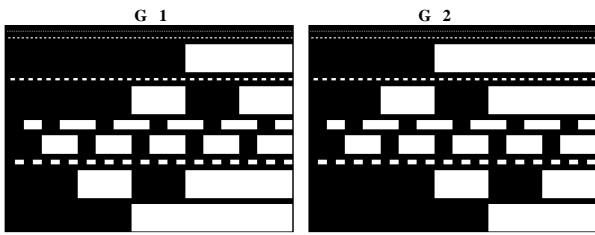
level	sub field						
	1	2	4	8	16	32	48
0 - 15							
16-31					ON		
31-47						ON	
48-63					ON	ON	
64-79					ON		ON
80-95						ON	ON
96-111					ON	ON	ON
112-127					ON		ON
458-143						ON	ON
144-159					ON	ON	ON
160-175					ON		ON
176-191						ON	ON
192-207					ON	ON	ON
208-223					ON		ON
224-239						ON	ON
240-255					ON	ON	ON

표 2 Mode 2

Table 2 Mode 2

level	sb field									
	1	2	4	8	16	32	48	48	48	48
0 - 15										
16-31						NO				
31-47							NO			
48-63								NO		
64-79						NO		NO		
80-95							NO	NO		
96-111								NO	NO	
112-127						NO		NO	NO	
458-143							NO	NO	NO	
144-159								NO	NO	NO
160-175						NO		NO	NO	NO
176-191							NO	NO	NO	NO
192-207								NO	NO	NO
208-223						NO		NO	NO	NO
224-239							NO	NO	NO	NO
240-255						NO	NO	NO	NO	NO

화상평가에서는 G1이나 G2만의 선택방법을 쓴 경우보다는 G1과 G2를 3D 분산방식을 적용한 화상이 눈에 보이는 오차가 작아짐을 알 수 있다.



(a) 10 bit 최적 분할방식과 subfield 선택



(b)

(c)

(b) G1을 사용한 화상 평가

(c) G1과 G2를 각행마다 번갈아 가면서 구동한 화상평가

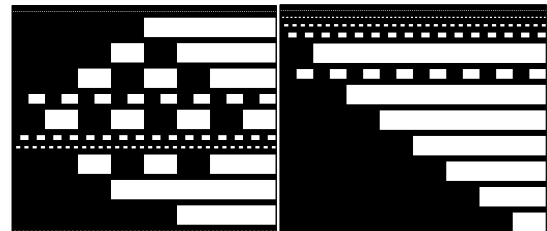
그림 9 10 bit 최적 배치 화상평가

Fig. 9 10 bit optimized light emission scheme

3.1.4 12 bit 최적 분할 방식

bit수를 늘릴수록 의사윤곽이 줄어들어 가는 것은 자명하다. 그러나 bit수를 무한정 늘릴수 없는 이유는 ADS구동에서는 address 시간이 상당하기 때문이고 AWD구동에서는 1H (수평주사시간) 동안에 address할 수 있는 pulse의 수가 제한되기 때문이다. 화면을 두 개로 나누어서 scan하는 dual scan 방식을 사용하거나 상대적으로 어드레스 시간이 짧은 AWD 구동을 사용하면 12 bit까지 bit수를 늘릴 수 있을 것으로 생각된다. 실제로 12 bit까지 사용하는 것으로 알려지고 있다. 9 bit와 10 bit와 마찬가지로 subfield 모양이 중복되고 peak subfield가 가장 작은 [1 2 4 8 16 32 32 32 32 32 32]의 최적 배치를 찾아보았다. 먼저 12개의 subfield를 랜덤하게 배치해 가면서 rms 값이 최소가 되는 subfield 배치들을 찾았다. 여러가지 subfield의 선택방법 중에서 작은 숫자를 먼저 택하는 방법을 택하여 랜덤배치를 적용하였다. rms 값이 작은 배치들만을 선택하여 그 배치들의 공통점을 찾아본 결과 1과 2가 가장자리에 위치하고 4, 8, 16이 가운데 부분에 위치하는 모양들이 양호한 subfield배치들임을 발견하였다. 다음으로 1, 2, 4, 8, 16의 위치는 고정하고 7개의 32 subfield를 선택하는 방법을 랜덤하게 바꾸어 가면서 최소 rms값을 찾아보았다. 또 4, 8, 16의 위치를 조금씩 바꾸어 가면서 위의 과정들을 반복하였다. 그 결과 그림 10의 12 bit 최적 배열과 선택을 찾을 수 있었다. 10 bit 이상에서는 subfield 배치도 중요하지만 subfield 선택이 더 중요하다고 생각된다. subfield 선택의 특징은 다음과 같다.

- 1) 8 bit~10 bit와 마찬가지로 gray level 0~63까지는 상위 subfield가 하위 subfield 사이에 위치한다. 예를 들면 32가 16, 8, 4사이에 위치한다. 이런 배치는 noise가 위 아래로 상쇄시키는 효과가 있다. 경험상으로도 이런 배치가 좋았다.
- 2) gray 64를 택할 때 2개의 32 subfield가 1개의 32 subfield와 다른 16, 8 subfield를 감싸는 형태이다. 마찬가지로 이러한 형태는 noise가 서로 상쇄되는 형태이다. gray 96, 128, 160, 192 부분에서도 마찬가지다. 경험상 결과와도 일치한다.
- 3) 전체적으로 대칭되는 모양이다. 이런 모양은 3D분산 방식을 더 쉽게 적용할 수 있는 또 다른 장점을 가지고 있다. 그림 10은 ramp image로 시물레이션한 결과이다. gray 64, 96, 128, 160, 192 부분에서 noise가 상쇄되고 있다. 일반적으로 사용하는 방법과 비교하면 subfield 선택의 중요성을 알 수 있다.



(a)

(b)

(a) 최적 12 bit 분할방식과 subfield 선택

(b) 일반 12 bit 분할방식과 subfield 선택



(a)

(b)

(a) 12 bit 최적 배치 화상

(b) 12 bit 일반 분할방식 화상평가

그림 10 12 bit 화상평가

Fig. 10 12 bit optimized light emission scheme

3.2 새로운 의사윤곽 저감 방법

3.2.1 새로운 3-D 분산 방식

속도에 따라 다르지만 몇 번의 frame마다 분할형태가 반대되는 방식을 사용하면 noise가 서로 상쇄되는 효과가 있다[5]. 따라서 물체의 속도에 따라서 몇 frame 마다 반대 분할 방식을, frame안에서는 적당한 2D분산방식을 사용하는 E3DSM(

Enhanced 3Dimension Scattering Method)를 제안한다. 예를 들면 물체의 평균 속도가 $2[p/f]$ 정도일 때 9 bit 최적 분할 방식인 [1 64 16 32 64 8 64 4 2]와 반대되는 방식인 [2 4 64 8 64 32 16 64 1]을 10 frame 정도마다 번갈아서 구동하고, 10 frame내에서는 각 행 또는 각 열마다 적당한 subfield 선택방식을 선택한다. 시뮬레이션 결과 E3DSM을 사용할 경우 frame 내에서 subfield 선택은 규칙적인 선택이 유리함을 확인하였다. 예를 들면 그림 8의 G2, G3를 각 행마다 10 frame 동안 구동하고 G2, G3와 시간적으로 반대되는 선택방법 다른 10 frame 동안 각 행마다 번갈아 구동한다면 공간적으로 시간적으로 noise가 상쇄된다. 그림 11은 이를 적용한 화상평가 결과이다.

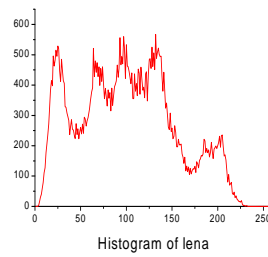


(a) 일반 3D scattering method
(b) Enhanced 3-D scattering method

그림 11 E3DSM 화상평가
Fig. 11 Image estimation of E3DSM

3.2.2 히스토그램 분석 방법 (Histogram Analysis Method)

지금까지의 화상평가는 0에서 255까지 선형적으로 변하는 ramp화상으로 평가하였다. 그러나 실제 화상의 gray level 분포는 일정하지 않기 때문에 실제 화상평가와 일치하지 않는 경우가 많이 있었다. 따라서 화상의 휘도 분포인 히스토그램을 분석하여 히스토그램에 맞는 구동방식을 결정하거나, subfield의 선택방법을 달리한다면 더 나은 의사운곽개선이 이루어 질 것이다. 예를 들어 정량화 할 때 특정한 화상의 히스토그램 가중치를 곱하여 최적 분할을 찾는다면 그 특정 화상에서의 보다 나은 분할 방식을 찾을 수 있을 것이다. 그림 12의 왼쪽 그림은 lena image의 히스토그램이다. 오른쪽 그림은 이미 위에서 언급한 9 bit 최적 분할 방식을 찾는 방법에 히스토그램 가중치를 곱하여 최소가 되는 분할 방식을 찾는 [1 64 16 32 64 8 4 2 64]의 결과 영상이다. 그림 8과 비교하면 의사운곽이 더 작음을 볼 수 있다. 이처럼 각각의 화상에 맞는 최적 분할 방식은 히스토그램 가중치를 곱한 결과로 얻을 수 있을 것이다. 그런데 실제 화상에서 각 frame 마다 histogram을 분석하여 구동방식을 다르게 하는 것은 어렵기 때문에 몇 개의 구동방식을 미리 결정한 상태에서 유사한 히스토그램에 맞는 구동방법을 결정해야 할 것으로 생각된다.



(a) lena 영상의 histogram
(b) histogram 가중치를 정량화에 적용한 영상

그림 12 히스토그램 분석 방법
Fig. 12 Histogram analysis method

3. 결 론

PDP로 고화질 HDTV를 실현하기 위해서는 동화상에서 나타나는 의사운곽 현상이 시급히 해결되어야 한다. 본 논문에서는 시뮬레이션을 통해 의사운곽을 평가해보았으며 새로운 의사운곽 저감기술을 제안하였다.

첫째, 의사운곽 시뮬레이션을 위해서는 먼저 의사운곽을 정량화할 필요가 있는데 여러 가지 정량화 방법중 통계적으로 검증된 rms값을 취하였다. 이 값은 한 화면에서 발생하는 의사운곽의 평균 gray level 값으로 해석할 수 있다. 이 rms 정량화 방법은 화상평가 결과와 거의 일치하였다. 그러나 실제 화상의 휘도 분포는 ramp image처럼 일정하지 않고, 또 어두운 부분에서 인간의 시각이 더 민감하다는 등의 정확한 인간 시각 특성을 고려하지 않았기 때문에 간혹 일치하지 않는 경우가 있었다. 따라서 정확한 정량적 평가를 위해서는 인간 시각 특성을 고려하고 휘도 분포 등을 고려한 정확한 정량화 방법이 연구되어야 한다.

둘째, 지금까지 제안된 의사운곽 해소방법을 평가해 보았다. 의사운곽 해소방법은 발광시간을 압축하는 방법, subfield 수를 늘리는 방법, subfield 배치를 최적화 하는 방법, noise의 3차원 분산방법, 등가 펄스를 주는 방법, error diffusion 방법 등이 있다. 이 방법들은 서로 혼용할 수 있으며 또 가능하다면 혼용할 수 있는 의사운곽 개선 방법을 개발해야 한다. 이 방법들 중에서 subfield수가 정해진 상태에서, 최적의 분할 방식을 찾는 것이 가장 먼저 선행되어야 하며 그 후에 3D분산방식 등의 다른 방식을 병용하는 것이 순서일 것이다.

셋째, 8 bit, 9 bit, 10 bit, 12 bit의 최적 분할 방식을 찾아보았다. 8 bit에서는 [1 2 4 8 16 32 64 128]의 순열 전수 비교를 통해, [1 2 8 32 128 64 16 4]의 배치를 찾았으며 상위 subfield가 하위 subfield사이에 위치하는 특징이 있었다. 9 bit로 256계조를 표시하는 방법들을 모두 전수 비교하는 것은 불가능하므로 5~8 bit의 전수 비교를 통해 subfield가 2개 이상 중복되고 대칭되는 모양이 유리함을 발견하였다. 따라서 9 bit에서 subfield가 중복되는 형태만을 전수 비

교한 결과 [1 64 16 32 64 8 64 4 2]의 9 bit 최적 분할 방식을 찾을 수 있었다. 9 bit 최적분할방식의 subfield 선택 특징은 32까지는 8 bit 에서처럼 상위 subfield가 하위 subfield 중간에 위치하고, gray level이 127에서 128 gray level로 옮겨 갈 때 두 개의 64 subfield가 하나의 64 subfield와 32, 16, 8의 subfield를 사이에 두는 형태의 특징이 있었다. 또 3D분산방식을 적용한 결과 더 나은 의사윤곽 개선을 이룰 수 있었다.

10 bit 최적분할 방식을 찾기 위해서 9 bit와 마찬가지로 48이 중복되고 3D분산방식을 쉽게 적용하기 위해서 [1 2 4 8 16 32 48 48 48 48]의 순열 전수 비교를 하였다. 그런데 배열이 정해진 상태에서 16과 32를 48로 대체하는 16가지 경우의 수의 모든 의사윤곽 값은 의사윤곽이 옮겨갈 뿐 합은 같았다. 따라서 10!×4의 전수 비교를 통해 [48 4 48 32 16 8 48 48 2 1]의 최적 배열을 얻을 수 있었다. 9 bit와 마찬가지로 10 bit 최적 분할방식에 3D분산방식을 적용할 때 더 나은 의사윤곽 개선을 이룰 수 있었다.

12 bit 최적 분할 방식은 경우의 수가 너무 많기 때문에 전수비교는 불가능하였다. 따라서 랜덤비교를 통해 양호한 분할방식의 공통점을 찾은 다음 다시 subfield선택의 랜덤비교를 통해 12 bit최적 분할방식과 최적 subfield 선택방법을 찾을 수 있었다. 10 bit이상에서는 최적분할방식 보다는 최적 subfield 선택방법이 더 중요함을 발견하였다. 12 bit최적 분할방식과 3D분산방식을 병용한다면 거의 의사윤곽이 없어질 것으로 기대된다.

넷째, E3DSM(Enhanced 3-Dimension Scattering Method)과 HAM(Histogram Analysis Method)를 제안한다. 수 frame마다 최적 분할방식과 반대되는 분할 방식을 반복해서 구동하고 frame내에서는 적당한 2D분산방식을 적용하면 의사윤곽이 더 개선 될 수 있을 것으로 예상된다. 또 화상의 히스토그램을 먼저 분석하여 히스토그램에 따라 분할 방식이나 subfield 선택 방식을 달리함으로써 비교적 쉽게 의사윤곽을 개선할 수 있을 것으로 기대된다.

위의 결과들은 정량화 방법이 달라지면 조금씩 바뀔 수 있다. 앞으로 인간의 시각 특성과 화상특성을 고려한 정확한 정량화 방법이 연구되어야 할 것이다. 또 실제 panel실험을 통하여 더 정확한 시뮬레이션 방법 개발이 이루어져야 할 것으로 생각된다.

감사의 글

본 연구는 2003년도 인천전문대학 교내연구비 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1]T.Yamaguichi, K.Toda, S.Mikoshiba, "Improvement in PDP Picture Quality by Three-Dimensional Scattering of Dynamic False Contours", SID96DIGEST, pp. 291-294,1996
- [2]T.Makino, A.Mochizuki, M.Tajima, T.Ueda, K.Ishida, K.Kariya, "Improvement of Video Image Quality in AC-Plasma Display Panels by Suppressing the Unfavorable Coloration Effect with sufficient ray Shades Capability", ASIA DISPLAY95, pp. 381-384,1995
- [3]Shigeo Mikoshiba, "Dynamic False Contours on PDPs - Fatal or Curable?", IDW'96, pp. 251-254,1996
- [4]K.Nunomura, "Advance of Picture Quality in Color AC Plasma Display Panels", IDW'97, pp. 499-502,1997
- [5] I.Kawahara, K.Wani, "Simulation and Reduction of Motion Picture Disturbance for 42-in Diagonal AC-PDP", IDW'97, pp.503-506,1997
- [6]T.Yamamoto, Y.Takano, K.Ishii, T.Koura, H.Kokubun, K.Majima, T.Kurita, K.Yamaguchi, "Improvement of Moving Picture Quality on a 42-in Diagonal PDP for HDTV", SID97DIGEST, pp.217-220,1997
- [7]Y.-W. Zhu, T.Shiga, T.Ohe, S.Mikoshiba, T.Ueda, K.Kariya, K.Toda, "An Extended Equalizing Pulse Technique for Reducing Gray scale Disturbance of PDPs Below the Minimum Visual perception Level"ASIA DISPLAY98, pp. 1075-1078, 1998
- [8] Y.Watanabe, M.Yoshida, K.Ogawa, T.Ueda, M.Tajima, Y.Otobe, "Quantitative Analysis of Dynamic False Contours on PDPs", SID97, pp.289-292,1997
- [9]T.Shigeta, N.Saegusa, H.Honda, T.Nagakubo, T.Akiyama, "Improvement of Moving-Video Image Quality on PDPs by Reducing the Dynamic False Contour" SID98DIGEST, pp.287-290,1998
- [10]J.Ryeom, S.W.Kim, B.H.Lee, Y.B.Roh, C.B.Pa, "An Image Data rearranged Sub-field Method for Reducing Dynamic False Contour in PDPs", IDW'98, pp. 547-550,1998
- [11]Y.-W. Zhu, K.Toda, T.Yamaguchi, T.Shiga, S.Mikoshiba, "A motion Dependent Equalizing Pulse Technique for Reducing Gray Scale Disturbance on PDPs", SID97DIGEST, pp.221-224, 1997

저 자 소 개



신 재 화 (申 載 華)

1949년 12월 4일생. 1975년 인하대 전기공학과 졸업, 1982년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학석사). 1997년~현재 인하대 전기공학과 박사과정. 1975년~현재 인천전문대학 전기과 교수.

Tel : 032-760-8701

Fax : 032-760-8895

E-mail : shinjh@icc.ac.kr



하 성 철 (河 成 喆)

1972년 9월 23일 생. 1998년 인하대 전기공학과 졸업. 2000년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학 석사). 2000년~현재 LG Philips LCD 연구원

Tel : 054-478-5762

Fax : 054-478-5799

E-mail : vincentha@naver.com



이 석 현 (李 澈 賢)

1963년 2월 3일생. 1985년 서울대 전기공학과 졸업, 1987년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학석사). 1993년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사). 1993년~1995년 현대전자 반도체연구소 선임연구원. 1995년~현재 인하대 전자전기공학부 부교수.

Tel : 032-860-7392

Fax : 032-863-5822

E-mail : plasma@inha.ac.kr