

De-Interlace 기법을 이용한 내시경 영상의 화질 개선

신동익·조민수*·허수진

울산대학교 의과대학 서울중앙병원 의공학과, (주)메디슨*
(1998년 8월 13일 접수, 1998년 10월 16일 채택)

Improvement of Endoscopic Image using De-Interlacing Technique

D.I. Shin, M.S. Cho*, S.J. Huh

Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Ulsan University,
Asan Medical Center, Medison Co.*

(Received August 13, 1998, Accepted October 16, 1998)

요 약 : 초음파, 내시경 등의 NTSC 영상을 PC를 통해 획득하고, 고해상도의 VGA 모니터에 표시할 경우 주사변환 과정을 거치면서 치명적인 영상의 왜곡(tear-drop)이 나타난다. 본 연구에서는 이러한 왜곡을 해소하는 여러 가지 방법을 살펴보고 실시간으로 왜곡을 보정할 수 있는 하드웨어를 PC상에서 구현하였다. 하드웨어 시스템은 De-Interlace 전용의 소자와 PCI bridge 등을 이용함으로써 고화질의 영상표현과 실시간의 영상전송이 가능하다. 구현된 시스템에서 영상의 질은 눈에 띄게 향상되었으며, PC 기반의 시스템으로 구성함으로써 영상의 저장, 전송 및 텍스트의 기록 등 다양한 기능을 쉽게 구현할 수 있었다.

Abstract : In the case of acquisition and displaying medical images such as ultrasonography and endoscopy on VGA monitor of PC system, image degradation of tear-drop appears through scan conversion. In this study, we compare several methods which can solve this degradation and implement the hardware system that resolves this problem in real-time with PC. It is possible to represent high quality image display and real-time processing and acquisition with specific de-interlacing device and PCI bridge on our hardware system. Image quality is improved remarkably on our hardware system. It is implemented as PC-based system, so acquiring, saving images and describing text comment on those images and PACS networking can be easily implemented.

Key words : Endoscopy, Improvement, Image, De-Interlace

서 론

의학영상 중에서 초음파, 내시경, 현미경 등은 비월주사(interlace) 방식의 NTSC 표준에 의해서 영상이 출력된다. 비월주사는 한정된 속도를 갖는 전송선에 화면의 리프레쉬를 가능한 많게 하여 시각적인 효과를 좋게 하려는 방식이다. 즉, 영상의 한 프레임을 두 개의 필드로 나누어 첫번째 필드는 화면의 홀수줄에 두번째 필드는 짝수줄에 표시함으로써 하나의 화면을 구성하

는 방식이다. 이렇게 하면 한 프레임을 순차적으로 주사하는 방식에 비해 화면 리프레쉬 속도를 두 배로 할 수 있기 때문에 깜박임 현상(flickering)이 줄어들게 된다[1].

이미 오래전부터 이러한 영상을 디지털 변환하여 저장하거나 처리하는 방법이 널리 쓰여지고 있다[2-3]. 최근에 이르러서는 PC의 성능이 대폭 향상되고 가격도 부담이 없어 프레임그래버 등을 내장한 PC를 이들 장비에 부착하여 사용하는 경우가 많아지고 있으며 아예 PC 기능을 내장한 의학영상장비도 등장하고 있다. 이렇게 PC를 의학영상장비에 부착하여 이용함으로써 적은 비용으로 영상의 디지털화가 가능하며 따라서 점차 확산 추세에 있는 PACS와의 연계도 간단히 해결할 수 있는 잇점이 있다[4]. 의학영상장비의 특성상, 최종적인 진단은 모니터에 표시되는 영상에 의해 좌우되며, 따라서 모니터의 성능이 곧 전체 영

※본 연구는 1997년 보건복지부의 G7의료공학기술개발사업의 연구비 지원으로 이루어졌음.

통신저자 : 신동익, (138-736) 서울시 송파구 풍납동 388-1
서울중앙병원 의공학과,
Tel. (02)224-5103, Fax. (02)224-5290,
Email : kbread@www.amc.seoul.kr

상의 화질에 중요한 영향을 끼친다[5]. 대부분의 영상장비에는 이같은 사실을 고려하여 값비싼 고성능의 모니터가 장착된다. PC를 사용함으로써 얻을 수 있는 또 하나의 장점은 영상의 디스플레이 매체로서 고품질의 값싼 PC용 모니터를 그대로 이용할 수 있다는 점이다.

그러나 비월주사 방식의 영상을 순차주사 방식의 PC 모니터에 출력할 경우 고질적인 영상의 왜곡현상이 나타난다. 비월주사가 영상의 한 프레임을 두 개의 필드로 나누어 출력하는 반면, 순차주사는 한 프레임을 한 번에 출력하기 때문에 영상 내에서 대상체의 움직임이 있는 경우 첫번째 필드와 두번째 필드 간의 시간차로 말미암아 대상체의 선이 어긋나는 왜곡이 나타난다. 이러한 왜곡현상을 흔히 tear-drop이라고 일컫는데, 이를 해결하기 위한 방법이 여러가지로 제안되고 있다. 한 프레임 중에서 하나의 필드만을 선택하여 단순히 두 번 표시하는 방법과 하나의 필드로부터 보간을 이용하여 프레임을 구성하는 방법, 그리고 몇 개의 필드로부터 대상체의 움직임을 추정하고 이를 보정해 주는 방법[6-10]에 이르기까지 다양한 방안이 연구되고 있다. 이 방법은 현재 하드웨어적으로 구현되고 있으나 이는 단독적인 시스템으로 동작하여 단지 고해상도의 모니터에 NTSC 영상을 출력하는 기능에 한정되어 있으며, PC의 다양한 기능을 활용할 수 있도록 한 제품은 세계적으로도 아직 개발되고 있지 않은 상황이다.

본 논문에서는 이렇게 비월주사를 순차주사로 변환하여 디스플레이하는 방법들을 비교 검토하고 그 중에서 최근에 고안된 방법을 하드웨어적으로 구성하고 이를 PC 기반의 내시경 영상에 적용하여 그 성능을 입증하고자 한다.

이 론

1. 비월주사(Interlaced Scan)와 순차주사(Progressive Scan)

비월주사는 하나의 화면을 홀수줄과 짝수줄로 나누어 두 번에 걸쳐 주사하는 방식이다. NTSC의 영상이 대표적인 비월주사방식으로서 초당 30프레임의 화면을 60개의 필드로 나누어 주사한다. 사람의 시각은 하나의 필드를 한 화면으로 인식하기 때문에 실제로는 초당 30프레임의 화면을 60프레임으로 인식한다. 따라서 초당 반복되는 화면의 리프레쉬율을 증가시켜 시각적인 깜박임을 개선할 수 있다. 이 외에도 같은 속도로 화면을 리프레쉬하는 다른 방식에 비해서 전송할 데이터가 반으로 줄어들기 때문에 전송선의 효율을 최대로 이용할 수 있는 장점이 있다.

이 방식의 단점으로는 다음과 같은 것을 들 수 있다. 첫째, 한 화면을 두 개의 필드로 나누어 주사하기 때문에 각 필드의 시작점이 정확히 유지되지 않으면 화질이 열화되는 원인이 된다. 따라서 비월주사방식에서는 동기신호의 정확도가 화질에 중대한 영향을 미친다.

이에 반해서 순차주사는 하나의 화면을 한 번에 주사하는 방

식이다. PC의 모니터는 대부분 이 방식을 사용하고 있으며 비월주사에 비해 깨끗한 화질을 나타낸다. 다만 비월주사와 같은 정도로 깜박임을 줄이기 위해서는 데이터의 전송 속도를 두 배로 해야 하므로 높은 대역폭을 필요로 한다.

2. 주사변환(Scan Conversion)

서론에서도 언급한 바와 같이 값비싼 고품질의 NTSC 모니터 대신 상대적으로 저렴하고 우수한 화질의 PC용 모니터를 이용하는 추세가 늘고 있다. 이는 NTSC 영상의 획득이 점차로 PC에 내장된 프레임그래버를 이용하는 것보다도 무관하지 않다. 즉, 프레임그래버를 이용하여 NTSC 영상을 획득하고 이를 PC에 전송함은 물론 기존의 고품질 모니터를 그대로 이용하는 방법이 보편화되어 있는 것이다.

문제는, 획득된 영상은 기존의 NTSC의 비월주사방식에 의해서 얻어진 영상이고 사용하고자 하는 PC의 모니터는 고품질을 구현하기 위한 순차주사방식이라는 것이다. 따라서 어떠한 방법으로든 획득된 영상의 주사변환이 필요하게 된다.

3. 주사변환의 문제점 및 해결방식

비월주사를 순차주사로 변환하여 표시함으로써 서론에 언급한 바와 같은 화면의 왜곡현상(tear-drop)이 생긴다. 특히 화면의 움직임이 많은 내시경 영상의 경우 이러한 왜곡은 치명적이다. 그림 1에 주사변환에 따른 화면의 왜곡을 나타내었다. 대상체가 필드간격인 1/60초 동안 화면상의 거리 d 를 가로로 이동하였을 경우(그림 1a) 획득된 영상을 순차주사로 표시하면 그림 1b와 같이 나타난다. 검은 부분은 첫 번째 필드이고 회색 부분은 두 번째 필드이다. 연속적으로 표시되는 순차주사영상에서도 이러한 현상이 지속적으로 나타난다.

이러한 왜곡현상을 해결하기 위해서는 보통 다음과 같은 방법들을 이용한다.

(1) 단순반복법

이 방법은 획득된 영상에서 하나의 필드만을 이용하는 방법이다. 홀수 필드만을 이용할 경우, 홀수줄은 획득된 필드에서, 짝수줄은 직전의 홀수줄을 그대로 표시하는 방법이다(그림 2a). 이 방법은 하드웨어적으로 간단히 구현할 수 있으며 비용이 적게 든다. 그러나 결국은 획득된 영상정보의 반이 소실되며 세로의 해상도는 그만큼 열화될 수밖에 없다.

(2) 수직 보간법

하나의 필드를 이용하고 사이값에 의해서 채우는 방법이다(그림 2b). 앞의 방법에 비해서 세로의 해상도는 어느정도 개선될 수 있지만 영상정보의 반이 소실되는 것은 마찬가지이다.

(3) De-Interlacing 기법

인접한 두 개 혹은 세 개의 필드를 이용하여 공간적인 수직

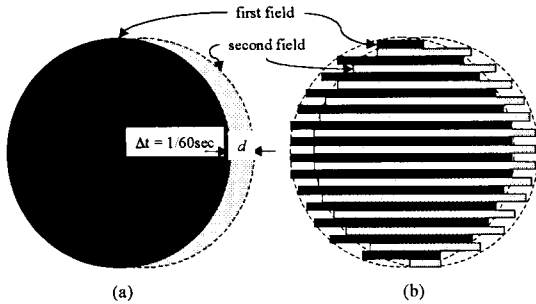


그림 1. 주사변환에 따른 화면의 왜곡
 (a) 두 필드간 거리 d만큼 이동 (b) 순차주사로 표시했을 경우의 왜곡
 Fig. 1. Distortion due to scan conversion
 (a) object moves distant d between two fields (b) distortion of noninterlace display

보간과 아울러 시간에 따른 변화를 필터링하여 대상체의 움직임을 보정해 주는 방법이다. 이 방법은 그림 3에 나타낸 바와 같이 홀수줄은 그대로 이용하고, 짝수줄은 필드간의 변화정보와 각 필드에서의 수직 보간을 이용하여 계산한다[6-7].

우선, 공간적인 수직 보간은 기준 필드(그림 3a의 even field, 혹은 그림 3b의 odd field)의 인접한 두 라인에 대하여 수행된다. 수직 보간의 출력을 $P_{i,j,k}$ 라 하면,

$$P_{i,j,k} = \frac{P_{i,j-1,k} + P_{i,j+1,k}}{2} \quad (1)$$

여기서 j가 홀수이면 짝수 필드의 보간으로 홀수 필드를 계산하는 것이고 j가 짝수이면 홀수 필드의 보간으로 짝수 필드를 계산하는 것이 된다. 계속해서 수직 보간된 출력을 이용하여 시간상의 필터링을 행하면, 두 개의 인접한 필드를 이용할 경우(그림 3a),

$$P^*_{i,j,k} = \frac{P_{i,j,k} + P_{i,j,k+1}}{2} \quad (2)$$

가 되고, 세 개의 인접한 필드를 이용할 경우(그림 3b)는,

$$P^*_{i,j,k} = \frac{P_{i,j,k-1} + P_{i,j,k+1}}{2} \quad (3)$$

이 된다.

이 방식은 알고리즘의 복잡성 때문에 소프트웨어를 이용하여 구현하는 방법이 먼저 소개되었고, 최근에는 전용의 소자를 이용하여 하드웨어상에서 실시간으로 구현되고 있다. 두 개 이상의 필드를 이용하기 때문에 영상정보의 손실이 없으며 따라서 앞의 두 방법에 비해 우수한 왜곡 제거 효과를 얻을 수 있다. 단지, 대상체의 움직임이 심할 경우에 두 개의 필드를 이용하는 방법은 공간 이동에 대한 정보가 부족해지므로 어느 정도의 왜

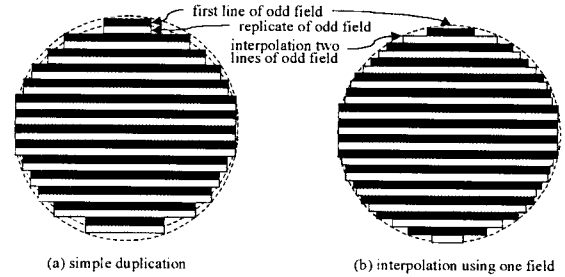


그림 2. 주사변환 방식
 Fig. 2. Scan conversion methods

곡은 불가피하다.

위에 열거한 방법들은 비월주사 방식의 NTSC 영상을 순차주사 방식으로 변환한다는 의미에서 모두 넓은 범위의 De-Interlace 기법이라고 할 수 있다. 그러나 엄밀히 보면, 단순반복이나 수직보간법은 비월주사의 두 필드 중에서 하나만을 이용하기 때문에 근본적으로 정보의 반이 소실된다. 따라서 두 개 이상의 필드를 이용하는 나머지의 두 방법만이 진정한 의미의 De-Interlace 기법이라 할 수 있다.

본 논문에서는 단독적인 시스템에만 적용되고 있는 전용의 De-Interlace 소자를 이용하여 PC 기반의 시스템으로 구축하고 이를 내시경 영상에 적용하여 고질적인 화질의 열화를 개선시키고자 하였다.

방법 및 실험

1. PC 기반의 De-Interlace 하드웨어 구현

(1) 시스템의 구성

그림 4는 수술용 내시경 영상을 처리하기 위해 구성한 PC 기반의 De-Interlace 하드웨어의 전체 블록도이다. 내시경 영상은 포트에 달려 있는 CCD 카메라를 통해 얻어지며 NTSC의 표준으로 되어 있다. 이 영상은 블록도에서 디코더(SAA7111)에 의해 디지털 변환된다. SAA7146은 멀티미디어용 PCI bridge로서 디코딩된 영상데이터를 PCI 버스를 통해 PC 내부로 실시간 전송이 가능한 소자이다. 이 소자는 PC 내부의 영상데이터를 출력하는 기능도 갖추고 있는데, 블록도에서 Text Overlay를 통해 화면에 필요한 문자 등의 정보를 나타내는 용도로 사용하고 있다. 디코더의 영상데이터와 PCI bridge의 오버레이 데이터가 합성된 영상은 엔코더(SAA7185)와 De-Interlace 소자(DICE)로 동시에 전송된다. 엔코더는 NTSC 계열의 모니터나 VTR 등을 이용하기 위하여 사용되었다.

De-Interlace 과정을 거친 영상데이터는 영상출력용 D/A(TDA8772)에서 아날로그 변환되며 PC에 내장된 VGA 보드의 출력영상과 혼합되어 모니터로 출력된다.

이와 같은 시스템 구성으로 PC용 저가격 고품질의 모니터로

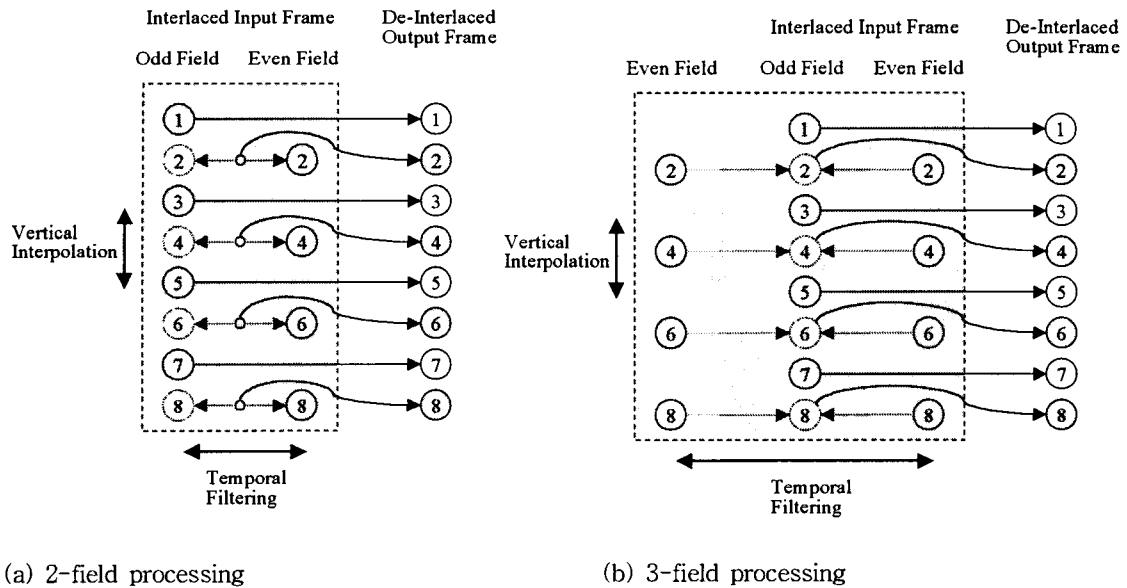


그림 3. 인접한 필드를 이용한 De-Interlace 기법
 Fig. 3. De-Interlacing technique using successive fields

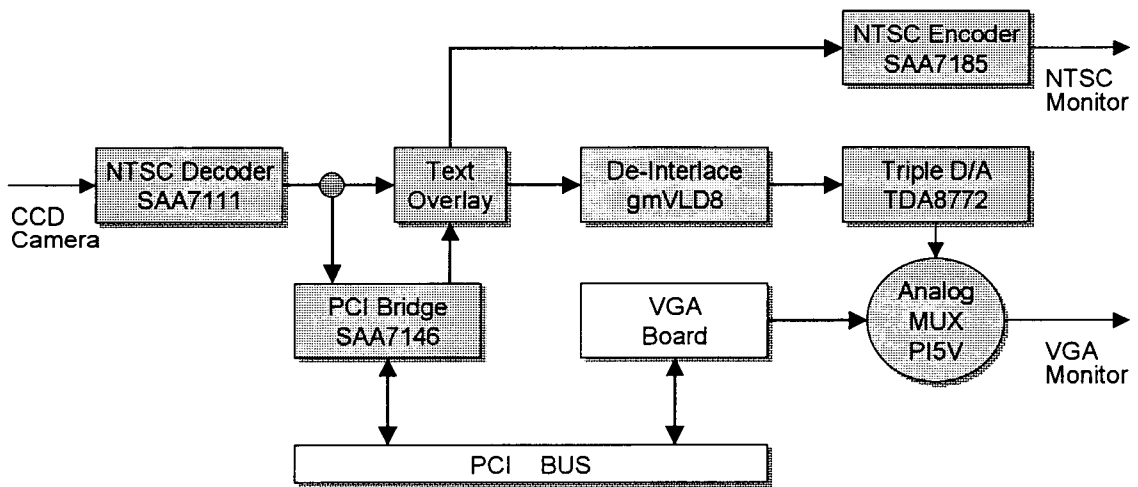


그림 4. PC 기반 내시경 시스템의 전체 블록도
 Fig. 4. Blockdiagram of PC-based Endoscopy

주사변환되고 tear-drop 현상이 개선된 영상을 PC의 화면과 동시에 볼 수 있으며, PCI bridge를 통해 영상을 실시간 저장할 수 있다.

(2) De-Interlace(DICE) 소자의 기능

이 소자는 인접한 몇 개의 필드를 외부의 메모리에 저장하고 시간적 및 공간적인 필터링을 행하여 비월주사방식의 입력영상을 순차주사방식의 출력영상으로 실시간 변환한다. 입력쪽은 필립스의 영상신호 디코더와, 실시간 처리데이터는 외부의 필드 메모리와, 출력쪽은 RGB D/A와 연결되어 VGA 형식의 아날로그 영상을 출력할 수 있도록 설계되어 있다.

그림 5에 이같은 기능을 갖는 DICE 소자의 블록도를 보였다 [11].

2. 영상출력

본 시스템에서 영상은 몇가지 형태로 출력된다. De-Interlace를 거쳐 왜곡이 제거된 영상과 PC 내의 VGA 보드를 거친 영상은 출력단의 아날로그 스위치로 전환되어 VGA 모니터로 출력된다. De-Interlace 영상은 풀화면의 형태로 나타나며, VGA 보드를 거친 영상은 윈도우즈의 바탕화면의 일부를 구성하도록 되어 있다. 이 두가지 형태의 영상출력은 PC상에서 간단히 전

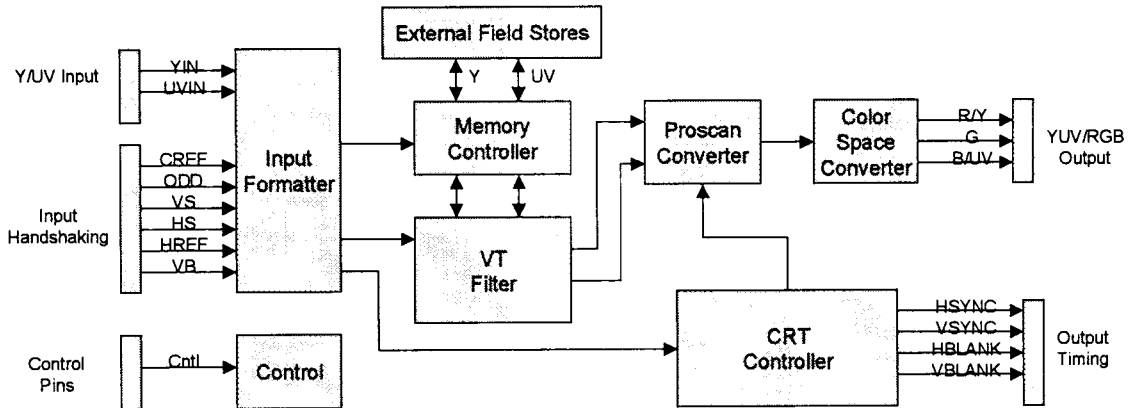


그림 5. DICE 소자의 블록도
Fig. 5. Blockdiagram of DICE chip

환할 수 있다.

또다른 형태의 영상출력은 NTSC 형태로 제공된다. 이는 VTR을 이용하여 내시경 수술 전과정을 녹화하는데 유용하다. 이 형태의 영상출력은 고화질을 유지하기 위하여 Y/C 분리된 super video의 표준으로 하였다. 환자 정보나 기타 간단한 기록을 텍스트 형태로 중첩시킴으로써 재생시 확인이 수월하도록 하였다.

3. 영상의 저장 및 전송

중요한 수술장면에서 정지영상의 기록은 PC의 마우스나 키보드를 이용하여 간단히 수행할 수 있으며 PC내 하드디스크에 저장된다. 이 때 환자 정보 및 기타 관련기록을 함께 저장할 수 있도록 함으로써 영상데이터의 관리를 손쉽게 할 수 있다. 저장된 영상은 PACS를 이용하여 네트워크에 연결된 병원내 다른 시스템으로의 전송이 가능하다.

결 과

1. 기존 방식의 비교

(1) 처리하지 않은 영상

사진 1은 내시경 영상을 처리하지 않고 PC에서 획득된 그대로 보인 것이다. 물체나 카메라가 움직였을 경우, 그림 1의 (b)와 같은 tear-drop 현상이 확연히 나타남을 볼 수 있다.

(2) 단순반복법

사진 2에 이 방법에 의해 획득된 영상을 보였다. 확대된 부분을 살펴보면, 같은 라인이 두 번씩 반복되어 세로의 해상도가 열화된 것을 알 수 있다.

(3) 수직보간법

사진 3은 수직보간법을 이용하여 처리된 영상이다. 단순반복법에 의한 영상보다 수직 해상도가 개선된 것을 볼 수 있다.

2. 구현된 하드웨어에 의한 결과

사진 4는 전용의 De-Interlace 처리소자를 이용하여 하드웨어적으로 획득된 영상이다. (a)는 그림 3a에서 보인 것과 같이 인접한 두 개의 필드를 이용하여 처리한 결과이며, (b)는 그림 3b에서와 같이 인접한 세 개의 필드를 이용하여 처리한 결과이다. 앞의 두 방법에 비해 화질의 열화가 적으며 특히 tear-drop 현상이 개선된 것을 볼 수 있다.

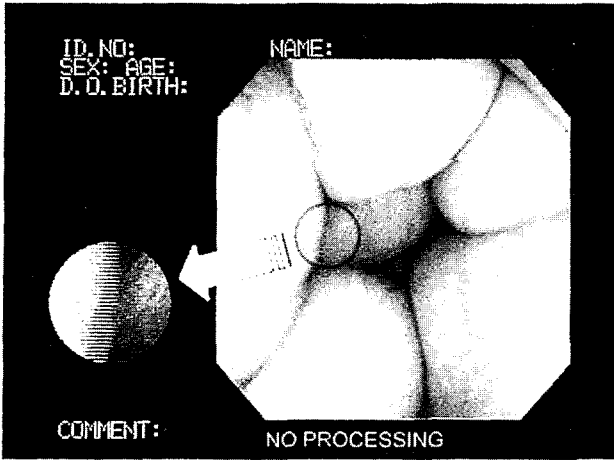
구현된 하드웨어에서 이 두가지의 적용 모드는 스위치에 의해 간단히 전환된다. 영상의 종류에 따라 움직임이 상대적으로 적은 경우에는 두 개의 필드를 이용하는 방법을 적용해도 충분한 결과를 얻을 수 있으며, 이 경우에 하드웨어적으로 필요한 메모리가 한 필드분이 줄어든다는 장점이 있다. 그러나 내시경 영상의 경우에는 프로브의 이동이나 환부의 움직임 때문에 대상체가 심하게 움직이는 경우가 많으므로 세 개의 필드를 이용하는 방법을 주로 적용하게 된다.

결론 및 고찰

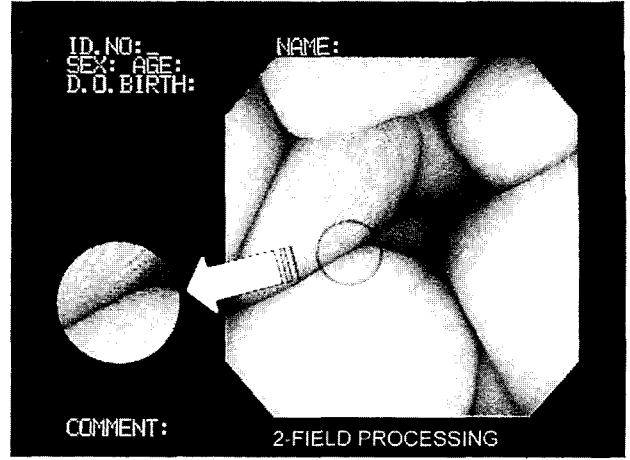
NTSC 표준의 비월주사방식 영상을 순차주사방식의 PC용 고화질 모니터에 표시할 때 필연적으로 나타나는 화질의 열화 (tear-drop)를 제거하기 위한 여러 방법들을 살펴 보았다. 기존의 방법들 중 가장 나은 특성을 보이는 수직보간법은 현재 여러 종류의 영상획득보드에서 이용되고 있으나, 근본적으로 세로의 해상도를 희생하는 것이므로 영상데이터의 정보 손실이 불가피하다.

최근에 전용의 소자를 이용한 De-Interlace 방식의 영상획득 시스템이 소개되고 있으나, 이는 PC를 이용하지 않는 단독 시스템으로서 영상데이터의 획득이 불가능하며 따라서 활용상 많은 제약이 따르고 있다. 이러한 시스템은 단순히 영상의 개선된 디스플레이 기능만을 제공하는 것이다.

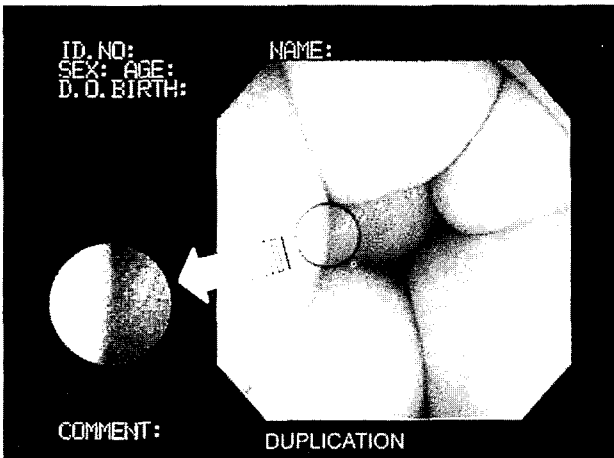
본 논문에서 최종적으로 제시한 방법은 전용의 De-Interlace



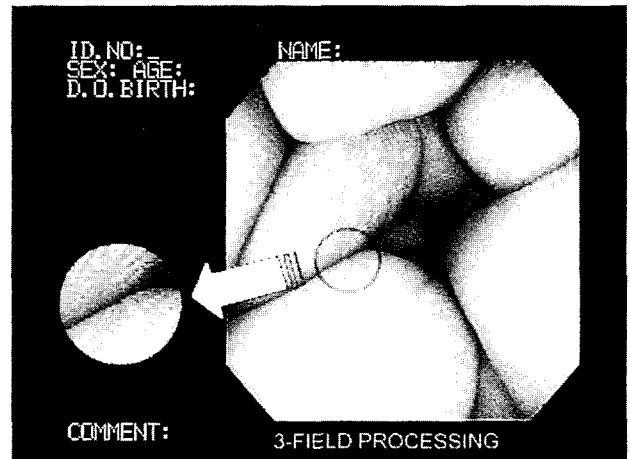
사 진 1. 주사변환에 의해 왜곡된 영상
Photo. 1. Tear-drop by scan conversion



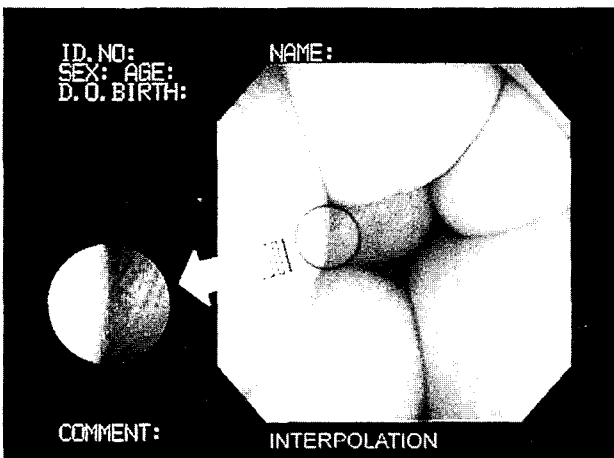
(a) 2-field processing 적용 영상



사 진 2. 단순반복법에 의해 처리된 영상
Photo. 2. Result of simple duplication



(b) 3-field processing 적용 영상



사 진 3. 수직보간법으로 처리된 영상
Photo. 3. Result of vertical interpolation

사 진 4. De-Interlace 처리된 영상
Photo. 4. Result of De-Interlacing

소자를 이용하여 시간적 및 공간적인 필터링을 실시간으로 구현함으로써 화질의 열화(tear-drop)를 제거하고 아울러 PC 기반 [12]의 시스템으로 구현함으로써 다른 방법들에 비해 정보의 손실을 줄이고 화질을 개선하며 PACS에의 연결성을 확보하는 등 PC 기반의 여러 장점들을 모두 수용할 수 있다. 하드웨어는 하나의 PCI[13-14] 보드로 구성되어 PC에 간단히 설치할 수 있으며 고속전송에 따른 실시간 디스플레이와 저장이 가능하다.

최근의 의료장비, 특히 영상관련 장비가 점차로 PC 기반의 시스템으로 구축되는 추세를 고려할 때, 본 논문에서 제안한 시스템은 PC의 고화질 특성과 다양한 인터페이스를 적극적으로 활용할 수 있는 이상적인 시스템이 될 것이다.

참 고 문 헌

1. Helen Marz, Robert L. Nielsen, Cameras, Scanners, and Image Acquisition Systems, Eastman Kodak Co., Roches-

- ter, NY, USA, pp. 64-98, 1993.
2. 신동익, 혈관내피세포의 형태학적 분석을 위한 의학영상처리 시스템의 개발, 서울대 박사학위논문, 1995.
 3. Miller John W., Wood James, "High-speed image processing algorithms using MMX hardware", Proc. SPIE Vol. 3205, pp. 137-144, 1997.
 4. Reardon Frank J., Salutz James R., "Image acquisition unit for the Mayo/IBM PACS project", Proc. SPIE Vol. 1446, pp. 481-491, 1991.
 5. Deguchi Tatsuya, Kato, "Effect of user controls on CRT monitor characteristics", Proc. SPIE Vol. 3300, pp. 219-230, 1998.
 6. Nicko van Someren, "High Quality De-interlacing of Television Images", A submitted for the Ph. D., Univ. of Cambridge, 1994.
 7. Schultz Richard R., Stevenson Robert R., "Motion-compensated scan conversion of interlaced video sequences", Proc. SPIE, Vol. 2666, pp. 107-118, 1996.
 8. Chahine Michel, Konrad Janusz, "Motion-compensated interpolation using trajectories with acceleration", Proc. SPIE Vol. 2419, pp. 152-163, 1995.
 9. Vandendrope Luc, Delogne Paul, Cuvelier Laurent, Maisson B., "Minimum mean square error(MMSE) design of generalized interpolation filters for the motion processing of interlaced images", Proc. SPIE Vol. 2308, pp. 1850-1858, 1994.
 10. Dafaux Frederic, Moccagatta Iole, Rouchouze Bruno, Ebrahimi Touradj, Kunt Murat, "Motion-compensated generic coding of video based on a multiresolution data structure", Optical Engineering 32(07), pp. 1559-1570, 1993.
 11. Genesis Microchip, gmVL8 Databook, Genesis Microchip Press, 1997.
 12. Microsoft, Hardware Design Guide for Windows95, Microsoft Press, 1994.
 13. Edward Solari, George Willse, PCI Hardware and Software, San Diego, Annabooks, 1996.
 14. Tom Shanley, Don Anderson, PCI System Architecture, MindShare INC., 1995.