

3차원 내시경술을 위한 양안 입체 영상처리 및 디스플레이 방법

송 철 규

삼성종합기술원 의료기기연구팀
(1998년 6월 1일 접수, 1998년 10월 23일 채택)

Method of Display and Processing of Binocular Stereoscopic Image for 3D Endoscopy

C.G. Song

Biomedical Electronics Lab. Samsung Advanced Institute of Technology
(Received June 1, 1998, Accepted October 23, 1998)

요 약 : 본 논문은 내시경 수술시 입체영상을 제공하여 수술의 편리성과 정확성을 향상시키기 위한 고품질 3차원 내시경 영상의 처리와 디스플레이 방법을 연구하였다. 기존의 3차원 내시경 수술을 위한 디스플레이 방법은 안경 착용의 무게감과 플리커가 심한 전자셔터 방식으로 사용의 불편함이 많았다. 본 연구에서는 기존 내시경 영상의 3D 디스플레이 방식인 전자셔터식에 대한 입체 영상의 특징을 분석하고, 이에 대한 문제점을 보완하기 위한 편광방식의 입체 영상처리와 재현 방법에 대하여 연구하였다. 또한 설계한 디스플레이 시스템의 성능 평가를 수행하여 기존 방식인 CRT방식에 의한 영상재현 방법에 비해 화질과 시야각 특성에서 우수함을 확인하였다.

Abstract : This paper represents the design of 3D endoscopic image processing system in order to improve visualization and enhance the ability of the surgeon to perform delicate endoscopic surgery. The proposed 3D systems have four features of stereo endoscopic image processing; The multiplexer give field sequential stereo for recording and for aligning cameras and viewing stereo with 3D monitor. Demultiplexing of the field sequential image which separates out the R and L images for dual TFT-LCD 3D monitor viewed with passive polarized glasses. separable processing of the left and right eye images, and design of TFT-LCD 3D monitor. The viewing angle, zone, and image quality of the Polarization-type Stereoscopic Display (SM500TFT-3D) system which we have developed using 15 Samsung TFT-LCD with a screen resolution of 1024x768 pixels were measured and compared with those of Electric Shutter-type Stereoscopic Display system. The result of experiments shows that the Polarization-type Stereoscopic Display System using TFT-LCD has a wide viewing angle and zone which is necessary for multi-view and it has better image quality and stability of the optical performances than the Electric Shutter-type does.

Key words : 3D endoscopy, multiplexed image, demultiplexed image, viewing-angle, binocular stereoscopic display

서 론

내시경을 이용한 무혈수술(minimally invasive surgery)은 모든 외과적 수술기법에 있어서 새로운 표준으로 부상하고 있다.

이러한 이유는 내시경 수술이 기존 수술과 달리 수술 부위를 수 mm 정도 절개함으로, 환자의 통증을 줄일 수 있고, 입원과 회복기간이 단축되며 다른 수술방법에 비하여 미용효과의 장점이 있기 때문이다. 그러나 기존의 무혈수술을 위한 내시경 수술기법은 2차원 수술 영상을 보면서 진행하므로 수술부위의 깊이감이 없고, 2D 내시경 카메라를 통한 수술 부위에 대한 영상이 모니터에는 반대 좌표로 나타나기 때문에 의사는 특수한 수술 훈련을 통해 익숙해져야 한다. 이러한 문제점을 극복하기 위해 수 년전 부터 국내 또는 국외에서 3차원 내시경 수술이 일부 시행

*본 연구는 '97년도 보건의료기술연구 개발사업의 지원(#HMP-G-1-5)에 의하여 이루어진 것임

통신저자 : 송철규, (449-712) 경기도 용인시 기흥읍 능서리 산 14
삼성종합기술원, 의료전자 Lab,
Tel. (0331)280-6532, Fax. (0331)280-9208
email : cgsong@samsung.co.kr

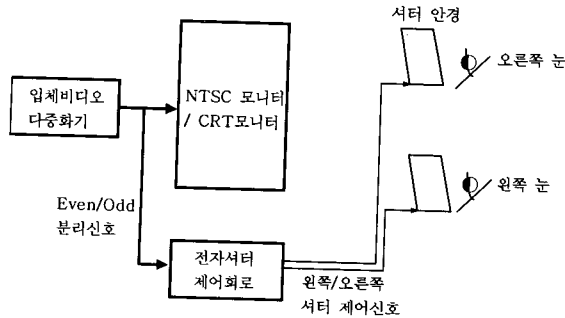


그림 1. 시간 순차적 다중화기의 입체영상 제어도
Fig. 1. Block diagram of stereoscopic image control of time-sequential multiplexer

되고 있으며, 3차원 수술의 효용성 검증을 위한 다양한 예비적 연구를 수행한 결과, 긍정적인 평가를 하고 있다[1-3].

3차원 내시경 수술은 미세한 부위나 장시간의 수술을 하는 경우에 수술부위에 대한 깊이 정보가 포함된 고화질 영상을 보여 주므로 수술의 신뢰성과 수술의 편리함을 제공하며, 절개와 봉합등 수술의 정확도를 향상시켜 준다[4]. 현재까지의 비안경식 디스플레이 시스템으로는 3차원 내시경 수술과 같은 고해상도의 화질과 함께 다수의 수술진이 동시에 관찰할 수 있는 넓은 시야 각을 갖는 사양을 만족시키지 못하고 있다[5-6]. 따라서 최근들어 임상에 적용되고 있는 3차원 내시경 수술용 영상처리 시스템 [7-9]인 양안입체를 이용한 전자서터 방식은 가격대 성능면에서 비안경식에 비해 유리하여 많이 사용되고 있다. 그러나 이 방식은 입체영상을 만들기 위해 전자서터 안경식으로 좌, 우 영상을 스위칭하기 때문에 영상의 깜박거리는 현상을 느끼게 되고, 수 분이상 착용시 어지러움과 안경 착용의 무게감과 불편함을 갖게 된다. 이러한 이유는 입력되는 내시경 영상의 좌, 우측 비디오 신호를 각각 120 Hz의 수직 동기주파수로 스위칭하여 CRT 모니터로 나타내기 때문이다. 또한 무게감과 착용에 따른 불편함의 원인은 내시경 영상을 관찰하기 위해 순차적 비디오 신호를 만들어 주는 셔터 구동 회로가 안경 부위에 내장되어 있기 때문이다.

비록 CRT 모니터 2개를 이용한 편광방식의 3D 디스플레이 기술이 이미 소개된 바 있으나, CRT의 무게와 부피로 인해 공간이 충분히 넓지 않은 수술실에서 이용되기에는 불편함이 있다. 이외에 홀로그래픽 방식[10-11]은 필름으로 부터 입체영상을 얻는 것이 가능할 뿐 인터랙티브 영상을 실시간으로 제어하려면 고가의 장비를 필요로 한다. 또한 2개의 초소형 LCD를 이용한 HMD(head mounted display)를 이용하는 경우, 1280×1024 해상도와 120도 이상의 시야 각을 갖는 제품이 등장하고 있으나 가격이 비싸고, 착용 무게로 인한 작업상의 제약이 따른다. 현재의 매체 기술로는 해상도와 시야각, 정보처리 속도, 광학적 셋업문제를 고려할 때에 입체 내시경 시스템으로의 적용은 편광 방식이 가장 유리하다[12].

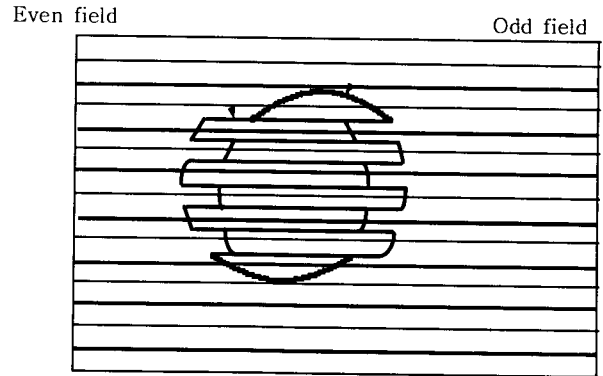


그림 2. 다중화된 좌, 우 입력영상
Fig. 2. Multiplexed left and right input image

본 연구에서는 이러한 불편을 해소하여 수술의 정확도를 향상시킬 수 있는 편광방식의 3D 내시경 수술의 실시간 저장과 재생을 위한 입체 비디오 처리 시스템 구현하였다. 고해상도 TFT-LCD를 이용한 고해상도 편광방식(polarization-type)의 3D 디스플레이 시스템은 기존의 CRT 모니터를 1개를 이용한 전자서터 방식에 비해 영상의 깜박임을 느낄 수 없고, 셔터안경 대신 편광필터 안경을 레이저 가글(goggle)에 코팅하여 착용함으로써 무게 감이 거의 없다. 또한 설계한 편광방식 입체 디스플레이 시스템의 수직, 수평 시야각 측정 실험을 통해 기존의 CRT를 이용한 전자서터 방식보다 우수함을 확인하였다.

전자서터식 입체 영상의 특성

입체 내시경 동영상을 전자서터식으로 디스플레이 하려면 3D 복강경에서 얻어진 좌, 우의 내시경 영상을 다중화하여 디스플레이 장치로 보내게 된다. 부가적으로 착용하는 전자서터 안경은 모니터에 디스플레이된 좌, 우측 영상과 동기적으로 스위칭 신호를 수신하는 수신회로가 내장되어 있다. PC 모니터에는 입체 영상의 디스플레이를 위해 좌, 우 영상에 해당하는 짝수와 홀수 필드를 다중화된 영상포맷(spatially multiplexed image format)으로 구성하여 필드 순차적인 입체영상을 PC 모니터로 출력시킨다. 이때의 모니터의 수직동기 주파수는 120 Hz로 하여 디스플레이 된다.

그림 1은 다중화기와 셔터안경에 의한 입체영상 제어의 블록선도이다. 다중화기에 의해 좌, 우 측 카메라 영상이 짝수와 홀수 필드로 나뉘어져 모니터에 나타나고, 셔터 안경에서는 짝수 필드와 홀수 필드에 동기된 셔터 안경의 제어신호를 보냄으로서 입체감을 느끼게 된다.

그림 2는 짝수 필드와 홀수 필드가 모니터에 디스플레이 될 때 보이는 합성된 영상이다. 따라서 그림 1의 시스템에서는 한 프레임 내에서 짝수 필드와 홀수 필드가 정확히 다중화됨을 알 수 있다.

전자서터 방식은 120 Hz 수직 동기주파수를 갖고 다중화되어 영상이 출력되며 좌, 우의 내시경 영상 시퀀스가 1/120 초 간격

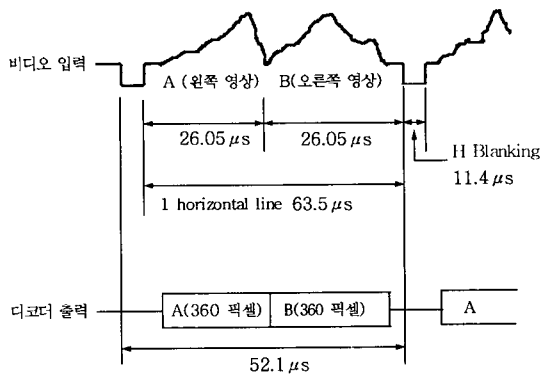


그림 3. 비디오 입력에 따른 다중화기 출력
Fig. 3. Multiplexer output according to video input

으로 격행 주사된다. 120 Hz 방식의 장점은 60 Hz 방식 보다 플리커를 감소시키는 장점이 있으나 셔터안경 착용에 의한 불편함이 여전히 문제가 된다.

그림 3은 1/120 초의 영상필드 스위칭 시간 간격을 갖는 좌, 우 영상을 격행 주사(interlaced scan)할 때의 시간 관계와 다중화기의 출력 신호를 나타내고 있다. 이러한 수평 주사시간 및 수평 귀선 시간은 NTSC 프로토콜을 따르고 있다.

그림 4는 비디오 스위칭 회로에 의한 최종 출력신호이다. 그림 4(b)는 다중화기에서 출력되는 첫 번째 좌측 영상으로써, H/2만큼의 디스플레이 시간과 수평 동기 신호를 포함하고 있으며, 그림 4(c)는 다중화기의 두 번째 출력신호인 오른쪽 영상으로써, 디스플레이 시간은 (b)와 같이 H/2 크기이나, 수평 동기 신호는 존재하지 않으므로, 동기신호 지연회로와 동기 타이밍 회로를 거쳐서 그림 4(d)와 같은 지연된 동기신호를 삽입하게 된다.

양안 입체 내시경 영상처리

3D 내시경 수술영상을 실시간 디스플레이 또는 저장과 재생을 위한 블록도 구성은 그림 5와 같다. 그림에서 3D 내시경을 이용하여 내부에 있는 좌, 우의 렌즈계를 통해 체내 수술 부위에 대한 영상을 획득하고, 이때 광원장치는 내시경에 연결된 광케이블을 통해 체내에 빛을 조사하게 된다. 3D 복강경과 접속된 3D 카메라 시스템에서는 3D 내시경 내부의 2중 광학 렌즈계로부터 얻어진 좌, 우 내시경 영상이 출력된다.

그림 5는 3D 내시경 영상처리를 위한 전체 구성도이다. 수술 중 실시간 내시경 영상을 보면서 동화상의 저장을 하려면 스위치 2만 B로 두면 된다. 스위치 1은 PC에 영상을 저장할 때 A로 닫히면 왼쪽 영상만을 저장하고, B로 닫히면 3D Mux에 의해 다중화된 영상이 저장된다. 그리고 수술 후 저장된 영상만을 보기 위해서는 스위치 2는 A로 닫히게 된다. 동작의 원리는 다음과 같다.

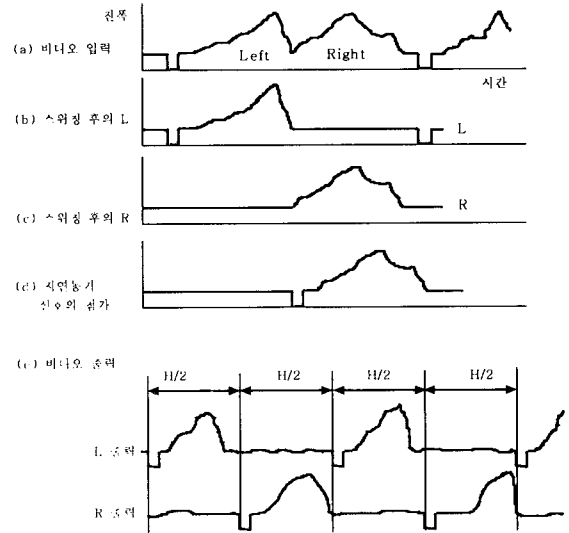


그림 4. 다중화기에 의한 좌, 우 영상의 시간도
Fig. 4. Timing chart of left and right image by the multiplexer

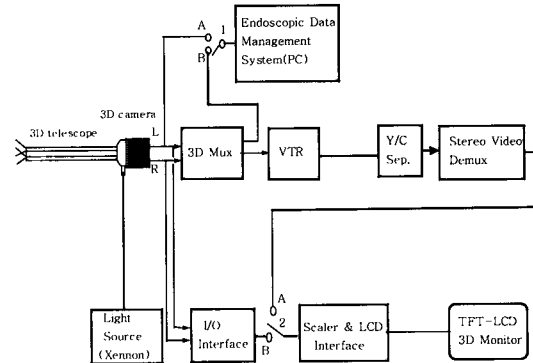


그림 5. 3D 내시경 영상처리 시스템의 블록도
Fig. 5. Block diagram of 3D endoscopic image processing system

카메라에서 출력된 좌, 우 영상은 3D 다중화기(MUX)에 의해 60 Hz의 필드 주파수로 다중화되어 VTR에 저장된다. 편광 방식의 다중화기의 구성은 그림 8과 같다. 또한 저장된 영상은 역 다중화기에 의해 처리되며 이에 대한 세부적인 블록도는 그림 9에 표시하였다. VTR에 저장되어 있는 다중화된 내시경 영상을 재생시키면 필드 주파수가 60 Hz(좌측영상 30 Hz, 우측 영상 30 Hz)이므로 디스플레이를 하면 플리커 현상때문에 눈이 피로하게 된다. 따라서 재생되는 영상의 필드 주파수를 각각 60 Hz로 만들기 위해 좌, 우 영상의 각각의 스캔 라인 사이마다 라인메모리를 이용하여 하나씩의 더미 라인을 추가하는 방법으로 필드 주파수를 변환하였다. 필드주파수 변환을 위한 방법은 그림 8에 나타났다. 또한 그림 5에 나타난 것 처럼 스위치가 A로 접속되면 수술 중 저장되었던 3차원 내시경 비디오의 재생을 할

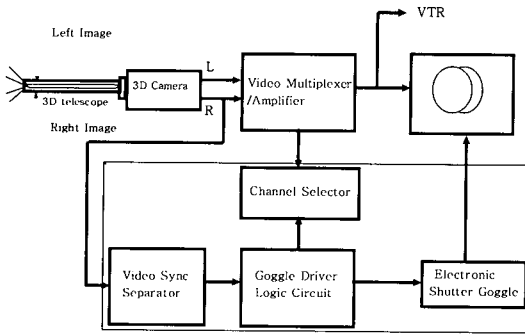


그림 6. 영상 다중화부의 블록선도
Fig. 6. Block Diagram of video multiplexer

수 있고, 스위치를 B로 두면 실시간으로 입체영상을 디스플레이 또는 저장할 수 있도록 하였다.

Scaler & LCD 인터페이스부는 3D 카메라에 의해 입력된 내시경 영상(SVHS 또는 composite 신호)을 15인치 LCD의 해상도인 XGA(1024×768)크기로 출력하기 위해 필수적이며, 필드 메모리와 줌엔진 회로에 의해 입력되는 신호에 대해 스케일링을 해준다.

수술 중 3D 내시경 동영상의 저장을 위한 비디오 다중화 회로는 내시경 카메라에서 얻어진 2개의 좌, 우 영상을 각각 짝수 필드와 홀수 필드로 할당하여 처리하는 부분이다. 본 연구에서는 적용한 디스플레이 방식이 편광방식이므로 그림 6의 다중화 회로에서 비디오 Mux 출력부만을 사용하였으나, 전자셔터 방식으로도 적용할 수 있도록 그림에서 점선부분으로 표시한 적외선 방식의 무선 셔터안경 구동부를 구성하여 다중화된 내시경 영상과 동기되도록 하였다.

그림 6에서, 3D 복강경과 3D 내시경 카메라에 의한 내시경 좌, 우 영상의 다중화 및 셔터 구동을 위한 전체적인 블록선도의 구성은 비디오 다중화기, 동기 분리기, 셔터안경 구동을 위한 논리회로, 그리고 채널 선택기로 구성된다. 비디오 동기 분리부에서는 복합 비디오 신호로부터 수평, 수직 주사시간 정보를 포함한 복합 동기신호와 수직동기 펄스, 버스트 게이트 신호를 출력하며 이를 이용하여 좌, 우 비디오 영상을 60 Hz의 수직동기 주파수로 다중화시킨다. 다중화부는 비디오 동기 분리부에서 얻어진 동기신호를 이용하여 좌, 우 영상을 순차적으로 다중화한다. 즉, 전자셔터 방식의 3D 디스플레이 시스템인 경우에는, 좌측 영상인 짝수 필드 영상이 입력되면 좌측 안경은 열리게 되고, 우측 안경은 닫힌다. 또한 우측 영상인 홀수 필드 영상이 입력되면 좌측 안경은 닫히고, 우측 안경은 열리게 되어 결과적으로 입체감을 갖는 내시경 영상을 만들게 된다. 비디오 동기 분리기에서 얻은 짝수, 홀수필드의 동작시간 펄스는 논리회로에 의해 셔터안경 구동을 위한 동기 제어신호가 된다.

그림 7의 역 다중화 회로에서 입력되는 영상의 처리는 Y/U/

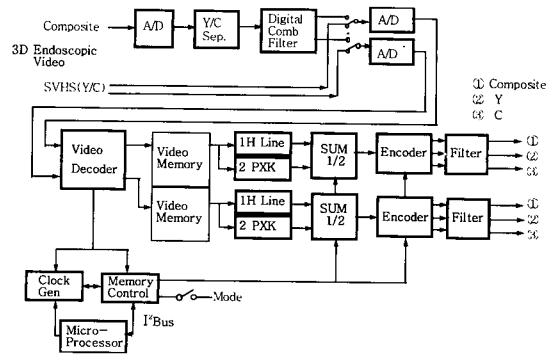


그림 7. 3차원 내시경 비디오 역다중화기의 블록도
Fig. 7. Block Diagram of 3D image Demultiplexer

V 각 4:2:2 포맷으로 이루어지며 동작 원리는 Y/C 분리부와 8 비트 디지털 콤팩터 처리부에서 전처리를 하고 비디오 신호 샘플링을 8 비트, 4 fsc 간격으로 하며, 복조부에서 Y/UV 16비트 디지털 디코딩을 하며, 메모리 구성은 Y/UV 24비트로 처리한다. 그리고 스캔변환을 위한 스캔 변환부에서는 스캔 변환에 의한 방법으로 원 신호에 근접하도록 하였다. 출력부에서는 9비트 디지털 엔코더에 의해 홀수와 짝수 필드를 순차적으로 출력시킨다. 출력신호의 해상도는 입력신호의 화질에 따라 차이가 있으나, 수평 해상도를 450본 이상을 사양으로 한다.

그림 8은 저장된 다중화 영상의 수직동기 주파수를 60 Hz로 변환시켜 주는 스캔라인 보정에 관한 방식을 설명하고 있다. 3D 내시경 수술 동영상을 VTR에 저장할 때, 필드 주파수를 좌, 우 각각 30 Hz로 하여 저장하였으므로, 이를 모니터로 재생시 플리커 문제를 극복하기 위해 수직동기 주파수를 60 Hz로 높여서 출력시키는 보정부를 구성하고, LCD 디스플레이 장치의 광학특성을 이용하여 플리커 문제를 해결하였다. 스캔 변환 방식으로 기존에는 보정하려고 하는 부분 A를 위해 L1을 단지 1H 지연하여 채우는 방식을 사용하였으나 본 연구에서는 L1과 L2를 이용하여 A를 생성시키는 방법을 적용함으로써, 다른 방법에서의 처리속도를 고려할 때 원신호에 가장 근접한 신호를 얻을 수 있도록 개선하였다.

그림 9는 3D 내시경 카메라의 출력신호 또는 수술 시 저장되어진 영상을 재생하기 위해 역다중화기 출력신호인 아날로그 RGB 신호와 SVHS 비디오 신호에 대한 비디오 스케일링과 TFT-LCD의 인터페이스부 구성도이다. 그림에서 논리회로는 프레임 버퍼와 스케일러로 구성되어 있으며 ALTERA 로직으로 구현하였다. 회로의 기능은 메모리에 구현하려는 스케일링 팩터와 알고리즘을 탑재함으로써 입력 비디오 신호를 처리하여 15인치 TFT-LCD 모니터의 1024×768 화소에 대응하도록 설계하였다. 입력이 CCIR-601 표준 비디오 영상이므로 15인치 화소수인 1024×768과는 정수 배로 대응하지 못하게 된다. 이를 위해 적은 데이터로 액정의 화소에 맞도록 해주는 기능이 스

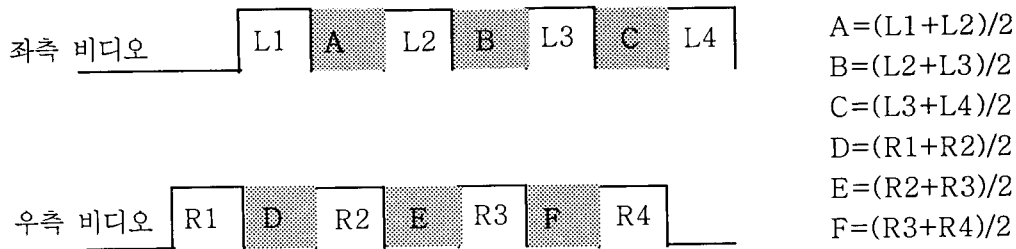


그림 8. 스캔라인의 추가
Fig. 8. Addition of Scan line

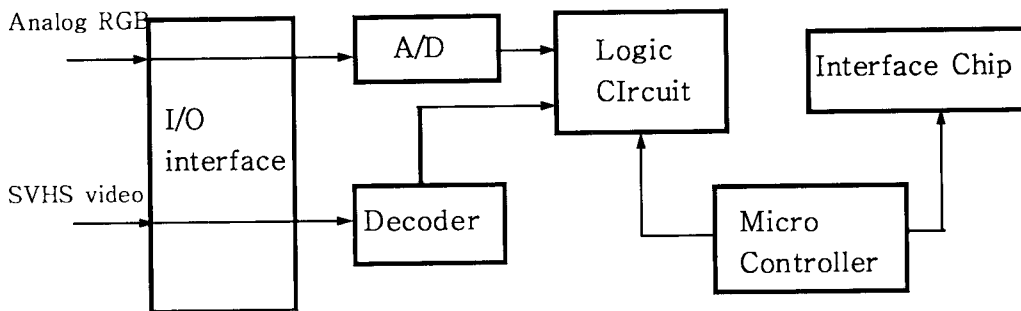


그림 9. LCD 인터페이스부의 블록도
Fig. 9. Block diagram of LCD interface

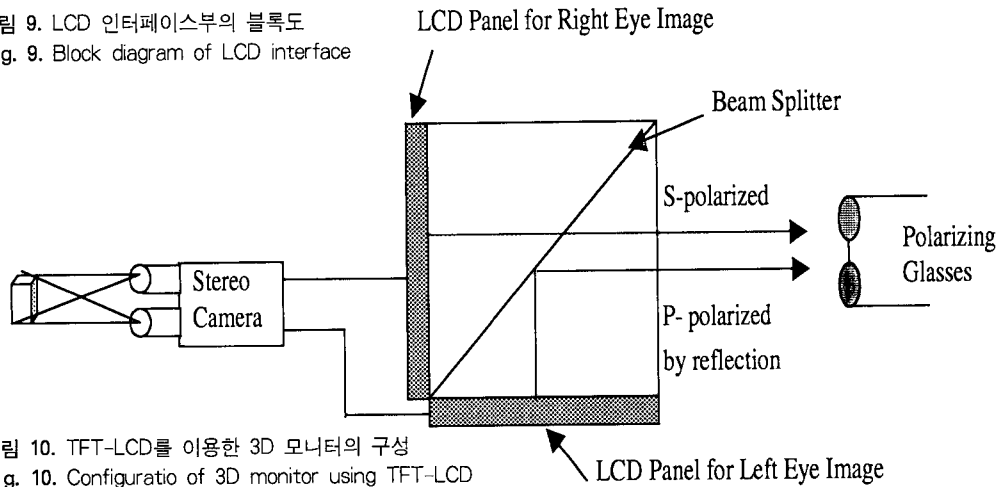


그림 10. TFT-LCD를 이용한 3D 모니터의 구성
Fig. 10. Configuration of 3D monitor using TFT-LCD

캐일링이며, 사용된 LCD의 수직 동기 주파수는 60 Hz이고, 수평 동기 주파수는 48 KHz이다.

편광방식 3D 영상 디스플레이

설계된 15인치 TFT-LCD를 이용한 편광방식 시스템은 3D 내시경 카메라에 의한 독립적인 좌, 우 영상을 빔 스플리터 (beam splitter)를 통과시켜 3차원 비디오 영상을 만들어 준다. 그림 10에서 빔 스플리터로 사용된 반반사 거울(semi-reflection mirror)은 P와 S 편광 광선(polarized light)을 통과시키기 위해 사용되었다. 그림에서 수직방향의 LCD는 우측 내시경 렌즈 영상을 입력으로 하여 편광 광선 S를 출력하고, 수평방향의

LCD는 좌측 내시경 렌즈 영상을 입력되어 90° 반사된 편광 광선 P를 출력하게 된다. 따라서 2개의 LCD의 출력인 P와 S광선은 선형적으로 편광되어 있고, 두 광선의 방향은 서로 수직방향이 되며 편광안경에 의해 오른쪽 눈은 오른쪽 내시경 렌즈상을 왼쪽 눈에는 왼쪽 내시경 렌즈 상이 맺히게 되어 깊이감을 인식하게 된다.

좌안용 이미지를 처리하는데 수평방향의 LCD는 반반사 거울을 통해 반사되어 좌우 상이 반전되므로, 이점을 감안하여 좌, 우가 바뀌어 영상 데이터가 디스플레이 될수 있도록 LCD 구동 IC를 제어하여 주사선의 스캔방향을 일반적인 수평방향이 아닌 역 방향의 스캔을 하도록 설계하였다.

본 연구에서 적용한 15인치 TFT-LCD(Samsung Electronic

표 1. TFT-LCD의 사양

Table 1. Specifications of Samsung TFT-LCD

ITEM	SPECIFICATION	UNIT	NOTE
Display area	304.128(H)×228.096(V)(15 inch diagonal)	mm	
Number of dots	1,024×768×3(R, G, B)	dot	
Pixel pitch	0.297(H)×0.297(W)	mm	
Pixel arrangement	RGB vertical stripe		
Display colors	262,144	colors	
Viewing Angle	40/40/60/60(U/D/L/R)	degrees	C/R=10 : 1
Display Mode	Normally white		
Module Size	368(W)×275(H)×20(Max)(D)	mm	
Weight	1500	g	(TYP)

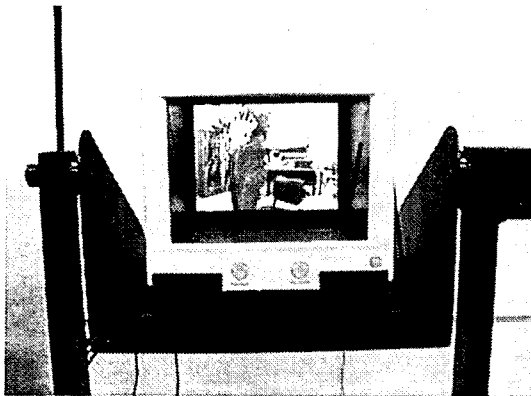


그림 11. 시야각 측정장치와 3D 모니터
Fig. 11. 3D monitor and viewing angle measurement device

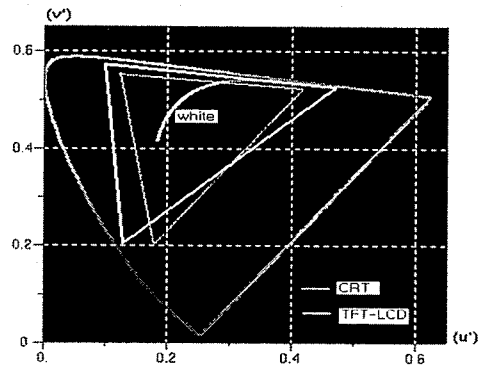


그림 13. SM500TFT-3D와 CRT 모니터의 색 재현성
Fig. 13. Reproducible three primary colors of SM500TFT-3D and CRT monitor

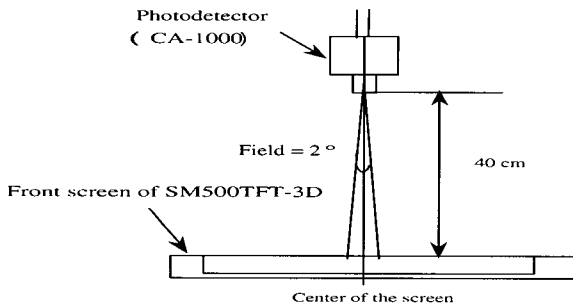


그림 12. 광학적 특성 측정을 위한 실험 셋업
Fig. 12. Optical characteristics measurement setup

Co.)의 사양은 표 1과 같다.

광학적 특성평가

개발한 SM500TFT-3D 모니터와 종래 CRT의 광학적 특성평가를 하였다. 평가된 광학적 변수는 색 재현성(color reproducibility)과 시야각으로 하였다.

또한 눈의 어지러움과 두통의 원인이 되는 플리커 문제를 검토 하였다[14-15]. 현재로는 플리커 측정방식에 관해 ISO(International Standardization Organization)를 포함한 많은 기관에서 표준화 작업중이므로 ISO의 기준[16]을 이용하여 고찰하였다. CRT 모니터를 이용한 전자서터식 3D 모니터는 입체영상을 좌, 우측 눈에 각각 60 Hz로 하는 리플레쉬 주파수를 갖기 때문에 플리커가 나타났다. SM500TFT-3D는 비록 리플레쉬 주파수가 60 Hz로 CRT 모니터와 동일하지만 LCD의 특징의 하나인 픽셀들의 전압 보유시간이 길어 플리커링을 거의 느낄 수 없었다. 그림 11은 시야각 측정장치와 3D 모니터이다. 그림 12는 개발한 디스플레이 시스템의 광학적 특성을 실험하기 위한 기기의 배치를 나타내고 있다. 그림에서 측정하려는 모니터의 거리는 40 cm로 하였고, 측정장치인 광특성 측정기(CS-1000, Minolta)를 모니터 전방 중앙에 설치하고, 색 재현성과 상, 하, 좌, 우 방향의 시야각 측정을 실험하였다. 상, 하, 좌, 우로의 시야각 범위를 실험하기 위해 그림처럼 받침대에 모니터를 올려놓고 상, 하, 좌, 우로 이동이 가능하며 이동된 크기를 각도로 알 수 있도록 각도계를 부착하였다.

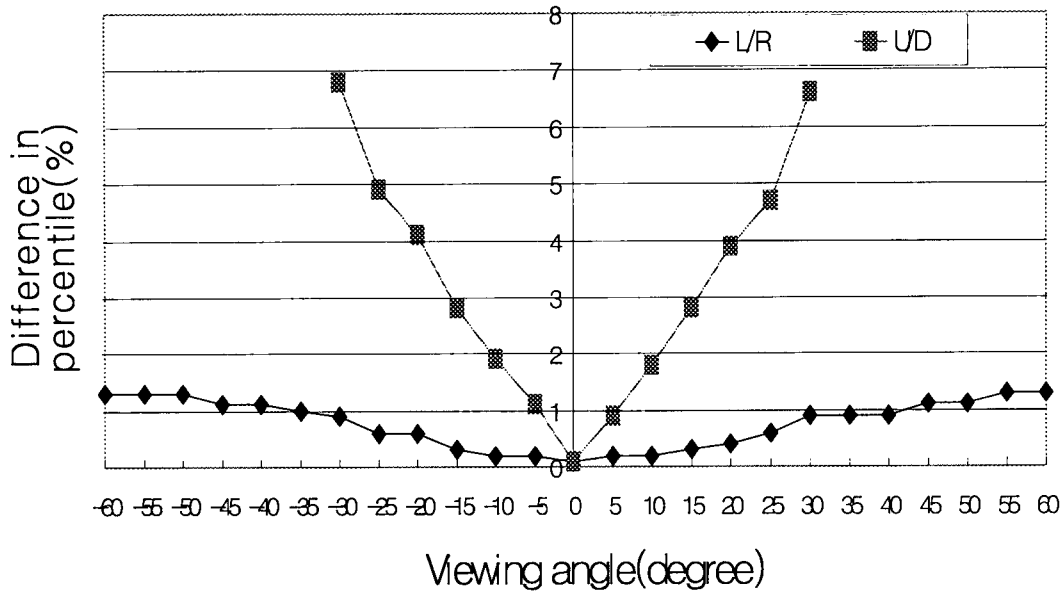


그림 14. 시야각 측정
Fig. 14. Viewing angle measurement

그림 13은 SM500TFT-3D와 17인치 CRT 모니터의 색 재현성 실험결과로서 SM500TFT의 색 재현 범위가 넓게 나타남을 알 수 있다. 그림에서 안쪽의 작은 삼각형이 기존 CRT모니터의 색재현 범위를 나타내는 것이다.

시야각 측정 실험을 위해 측정용 지그 장치를 설계 제작하여 다음과 같은 차례로 실험하였다. 1. 받침대가 상, 하, 좌, 우 각각 180° 회전 가능하게 꾸미고 각도계를 받침대 평면에 상하 좌우로 각도계를 부착해 상, 하, 좌, 우로 돌려가며 휘도를 측정하되 각 포인트에서 편광판을 측정장치 앞에 부착하고 그 방향을 90° 회전하여 각각 2회씩 측정한다. 2. 각 방향에서 2회씩 측정된 휘도의 차가 5 %안에 들면 그 시점에서의 입체 영상관측이 가능하다는 원리로서 3D 디스플레이의 시야각 측정의 방법으로 사용하였다. 즉, 좌, 우눈에 입사되는 신호의 휘도가 5% 이상 차이가 나타나기 시작하는 관측지점이 시야각에서 벗어나게 되는 지점이다.

그림 14는 모니터 스크린의 중앙을 기준으로 했을 때, 상, 하, 좌, 우로 이동하며 측정된 값이다. 그림에서 좌, 우 시야각의 크기가 -60° ~ +60° 이며, 상, 하에 대한 시야각은 약 -25° ~ +25° 임을 알 수 있다. 그림에서 L/R은 좌, 우 방향으로의 시야각 측정이고, U/D는 상, 하 방향으로의 시야각 측정을 나타낸다.

결 론

본 연구에서는 기존의 3D 내시경 수술을 위해 필요한 영상처리 및 디스플레이 시스템의 불편을 해소하고, 집도 의사의 수술 정확도를 향상시킬 수 있는 편광방식의 3D 디스플레이 시스템

을 설계하였고, 3D 수술 동영상의 실시간 저장과 재생을 위한 입체 비디오 영상처리 방법을 구현하였다.

광학적 특성 평가를 통해 제안한 디스플레이 방식의 우수성은 다음과 같다.

첫째, 무게감과 어지러움 현상을 해결하기 위해, 고해상도 TFT-LCD를 이용한 고해상도 편광방법을 적용하였다. 이 방식은 기존의 CRT를 이용한 전자서터 방식에 비해 플리커링이 없고, 서터안경 대신 편광필터 안경을 착용함으로써 무게감과 좌, 우 영상의 서터링에 의한 플리커 현상을 제거 하였다. 둘째, 3차원 내시경 수술 동영상을 실시간 저장하기 위해 다중화 회로를 구성하였고, 저장된 영상의 재생을 위해 역 다중화부를 구성하였다. 셋째, 기존 CRT 모니터 2개를 이용한 편광방식 입체 모니터는 모니터 스크린에 출력되는 빛을 편광시키기 위해 CRT 스크린 앞에 편광 필름을 부착해야 하므로 광 투과 효율(photo transmittance efficiency)이 35% 이하로 떨어지게 된다. 그러나 설계된 시스템은 LCD 자체가 편광 특성을 이용하기 때문에 광의 투과효율은 거의 98% 이상의 특성을 나타냈다. 넷째, 설계된 입체 모니터의 좌, 우 방향 시야각의 크기가 -60° ~ +60° 이며, 상, 하 방향에 대한 시야각은 약 -25° ~ +25° 로서 넓은 시야각 특성을 보였다.

본 연구에서 제작된 15인치 TFT-LCD방식의 입체 디스플레이 시스템은 수술영상을 나타내기에는 다소 작기 때문에 21인치 크기의 TFT-LCD를 활용한 좌, 우 영상 듀얼스캔 방식의 입체 디스플레이 시스템의 개발이 필요하다.

나아가 3D 비디오 처리 기법의 활용분야로, 가상현실 렌더링 방법, 영상향해 및 센서 상호 작용기법과 접목되는 증강현실 (augmented reality)기술로 이어지면 화상인도수술 시스템

(image guided surgery)과 같은 정밀수술 기술에 응용될 수 있다.

참 고 문 헌

1. R.M. Satava, "3D vision technology applied to advanced minimally invasive surgery systems", Surg. Endosc., Vol.7, pp. 429-431, 1993
2. A. McLaurin, et al., "3D endoscopy through alternating frame technology", Proc. SPIE, Vol.1256, pp.307-311, 1990
3. J. Zobel, "Basics of three-dimensional endoscopic vision", Endo. Surg. Vol.1, pp.36-39,1993
4. A.F. Durrani, G.M. Preminger, "3D video imaging for endoscopic surgery", Comput. Biol. Med. Vol 25, No.2, pp.237-247, 1995
5. C. D. Wickens, "Three-dimensional stereoscopic display implementations: Guidelines derived from human visual capabilities", Proc. SPIE Inter. Conf. on Stereoscopic Displays and Applications, pp.2-11, Santa Clara, Feb., 1990
6. S. Tamura and S. Tanaka, "Multi-layer 3D display by multidirectional beam splitter", Applied Optics., Vol.21, pp. 3659-3663, 1982
7. Chul Gyu Song, Won Ky Kim, and Myoung Ho Lee, "A study on the real time endoscopic image processing system", Bioimages, Vol. 5, No.2, pp.65-69, 1997
8. S. F. Litwiller and G. M, Preminger, "Advances in electronic imaging for laparoscopy", J. Endourol. Vol.7, pp. 195, 1993
9. Chul Gyu Song, Sang Min Lee, Young Mook Lee, Won Ky Kim, Je Ho Lee, and Myoung Ho Lee, "Development of Digital Endoscopic Image Management System", Proc., SPIE, Vol.3164, pp.430-433, San Diego, 1997
10. M. Friedman, et al., "Endoholographic Imaging, in Catheter Based Sensing and Imaging Technology", Proc., SPIE, Vol. 1068, pp.100-107, 1989
11. V. Komar and O. Serov, "Works on the holographic cinematography in the USSR", Proc. SPIE, Vol. 1183, pp. 170-182, 1990
12. T. Motoki, H. Isono, and I. Yuyama, "Present status of three-dimensional television research", Proc. of IEEE. Vol. 83, No.7, July, 1995
13. L. Lipton, M. R. Starks: stereoscopic television system, U.S. Patent No. 4,523226, Jan, 19, 1983
14. M. Alpern, The eyes and Vision, in Handbook of Optics, Optical Society of America, W. G. Driscoll, Editor McGraw Hill, New York, 1978
15. Toshihisa Tsukada, "Liquid-Crystal Displays addressed by Thin-Film Transistors", Japanese Technology Review, Sec. A, V. 29, 1996 Feb., 1990
16. ISO 9241, Analytic techniques for predicting screen flicker, Visual Displays, pp.33-38, 1996