

의료용 내시경 영상 시스템의 기술현황과 전망

송철규*, 이명호**

(*신선종합기술원 의료전자 Lab. 전문연구원, **연세대 전기공학부 교수)

1. 서론

수술을 위한 경성 내시경(rigid endoscope)의 기원은 1805년 Bozzini가 방광의 결석을 관찰하기 위해 램프, 거울, 그리고 양초로 구성된 방광경(cystoscope)을 사용한 것을 시작으로 내시경 광학계, 내시경 수술기구, 체내 삽입용 프로브(probe) 설계기술 향상이 거듭되고 있다.

진단과 치료를 위한 연성 내시경(flexible endoscope)의 시작은 내과 분야에서 비롯되었다. 외과 영역에서는 대부분 경성 내시경을 이용하고 있는데 반해 식도, 위, 대장과 같은 구부러진 장관 내부를 관찰하는 내과 영역에서는 내시경도 쉽게 구부러질 수 있는 연성 내시경이 필수적이라는 점에 큰 차이가 있다. 이러한 난관은 1957년 개발된 섬유내시경에 의해 극복되었고, 최근 내시경 끝단에 초소형 CCD를 내장시켜 광 신호를 전기 신호로 변환시킨 후, 다시 영상 처리하여 TV 모니터로 볼 수 있는 전자 내시경이 개발되어 진단, 치료 및 수술을 위한 내시경 기술발전에 큰 전환점이 되었다.

국외의 내시경 기술은 일본의 올림푸스, 후지논, 독일 Storz, Wolf, 미국 Wisap, Stryker사 등이 수술 및 진단용 내시경 기술을 보유하고 있다. 또한 가상현실(virtual reality)기술의 발전이 내시경 수술의 본격적인 확산에 힘입어 로봇 제어에 의한 미세 수술과 원격수술, 가상현실을 이용한 내시경 수술시뮬레이터 개발 등 수많은 관련 연구가 학술지에 소개되고, 임상적용의 사례가 점차 증가하고 있다.

국내 연구는 삼성종합기술원에서 고화질 내시경 영상처리와 내시경 영상 및 집도의사 음성 등의 저장, 기록을 위한 원격제어장치를 개발하여, 다양한 동물실험으로 기능을 보완, 삼성의료원 등에서 800여 임상 사례가 있다. 연구소와 대학 등에서 CT, MR영상의 3차원 영상 재구성에 의한 가상 내시경술(virtual endoscopy), 인체 삽입형 소형 내시경

머신, 음영 내시경(shadow endoscope), 내시경 수술훈련 시뮬레이터를 연구하고 있다[1-2].

내시경 영상은 일반적인 영상과 다르게 고유의 특징이 있으며 내시경 자체의 기기 특성에 의한 것과 대상이 되는 인체기관의 특성에 의한 것이 있으며 다음과 같다. 첫째, 광원에 따라 색 온도(할로겐 3400K, 제논 5600K)가 달라 영상의 밝기가 다르며, 최근에는 자연광에 가까운 제논 광원이 많이 쓰인다. 둘째, 광원의 위치와 카메라의 위치가 근접하고 그 방향이 일치한다. 셋째, 초점거리(focal length)가 5- 100 mm로 제한되므로 심도를 벗어나면 조직 및 장기를 선명하게 관찰할 수 없다. 넷째, 제한된 시야 각을 가지며, 영상의 색조변화가 붉은 색 계통으로 대체로 단순하다.

내시경의 세계시장 동향은 표 1과 같다. 표 1에서 Image system은 내시경과 내시경 카메라, 광원장치, 영상처리 장치를 포함한 것이고, Accessories는 미세 수술도구, 체내 수술공간 확보를 위한 개스 주입장치 등이 포함된다.

표 1. Endoscope market and trend(world): M \$

	구성	1999	2000	2001	성장률
수술용 내시경	Image system	545.4	610.7	683.9	12%
	Accessories	4,933.2	5,454.0	6,029.8	10%
	- 합계	5,478.6	6,064.7	6,713.7	10%
진단 및 치료용 내시경	Image system	785.8	881.1	988.2	12%
	Accessories	971.9	1,080.9	1,202.3	11%
	- 합계	1,757.7	1,962.0	2,190.5	11%
Total	Image system	1,331.2	1,491.8	1,672.1	12%
	Accessories	5,905.1	6,534.9	7,232.1	10%
	- 합계	7,236.3	8,026.7	8,904.2	11%

이미 진단용 초음파 시장을 능가하며 앞으로 수 년 내에 수술과 진단, 치료의 70% 이상이 내시경술(endoscopy)로 대체될 것으로 전문가들은 예측하므로 시장규모는 급속도로 증가할 것이다.

본 논문에서는 의료분야 영역에서 진단과 최소침습술(minimally invasive surgery)에 적용되는 내시경 관련 영상 시스템의 기술 현황과 전망을 소개한다.

2. 내시경 영상시스템 개발현황

체내에 삽입하는 진단용과 수술용 내시경의 핵심기술은 정밀 광학계 가공과 기구물 설계기술, 영상처리 시스템 기술이다.

본 절에는 경성경의 기본 구조와 음영 내시경(그림자를 이용하여 수술 공간상에서 수술도구의 위치를 쉽게 인지할 수 있음), 디지털 내시경 시스템과 두 눈의 시차(parallax)를 이용한 3차원 내시경, 및 초음파 내시경을 소개한다.

2.1 경성 내시경 구조

경성경은 수 십개의 로드렌즈(rod lens)를 이용하는 릴레이 시스템(relay system)이다. 내시경 선단의 시야각은 각각 0° , 35° , 45° , 70° 이며 직경은 용도에 따라 2.7mm, 4mm, 10mm 종류가 있다 (그림1).

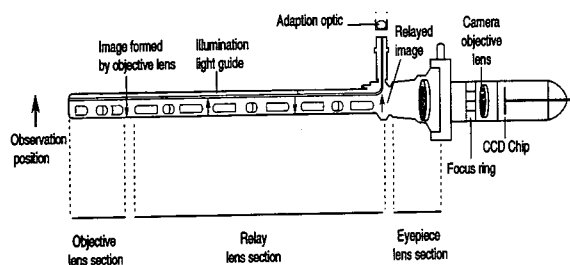


그림 1. 경성경 내부 구성

2.2 음영 내시경

음영 내시경의 원리는 수술공간에서 내시경 자체의 그림자를 갖도록 함으로서 2차원 내시경 수술시 깊이 감각을 피드백 시키기 위함이다. 이 방법의 장점은 고가인 3차원 내시경을 사용하지 않음에서도 공간상의 위치와 방향을 쉽게 확인할 수 있다. 그러나 내시경 원래의 광원에 부가적으로 보조광원 채널이 들어가게 되어 기본적으로 내시경의 직경이 10 mm가 되어 직경이 큰 단점도 있으나, 현재로는, 3차원 내시경에 비해 가격과 효율성면에서 경제적이다. 내시경 선단의 시야각은 30° 이다.

음영 내시경의 성능평가를 위해 기존 2D 내시경과의 비교 결과(독일 MGB사, 튜빙겐대학 임상실험), 음영 내시경을 이용시 평균 수술 속도가 향상되고 수술 오동작이 감소된다는 실험결과가 있다. 그림 2는 음영 내시경의 구조를 보이고 있다. 그림 2의 좌상단에 내시경 선단의 시야각과 보조 광원의 위치를 나타내고, 좌 하단은 음영의 형태이며,

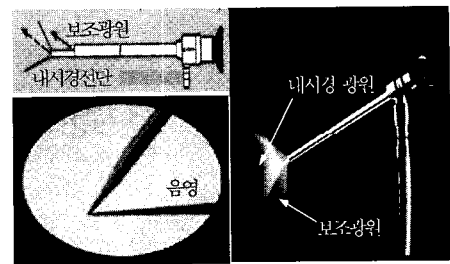
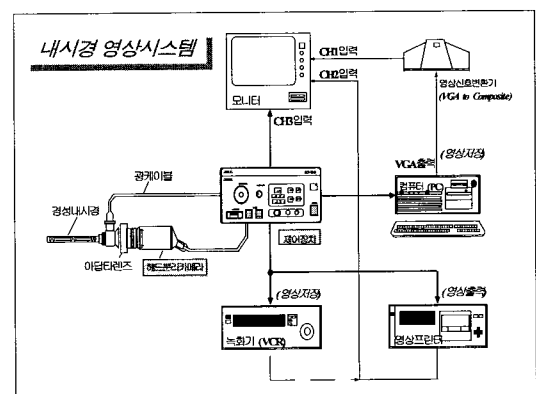


그림 2. 음영 내시경

우측 그림은 실제 음영 내시경이다.

2.3 디지털 내시경 영상시스템

그림 3은 기존 2D 내시경 시스템 구성에 컴퓨터와 주변 기기를 추가한 디지털 내시경 시스템이다. 기존에는 단지 수술영상을 모니터로 보며 수술을 하고, 수술 전체과정을 VTR 테이프에 저장하므로, 필요한 영상을 얻기 위해서 수술 후 다시 녹화테이프를 검색해야 하는 불편함이 있게 된다. 이를 해결하기 위해, 컴퓨터를 접속시켜 수술 중 필요한 영상과 집도의사의 음성을 실시간 수집, 저장할 수 있다[3].



수술 보조장치 • CO₂ Insufflator
• Irrigator

수술 도구 • Surgical Instrument
• Forceps, scissors

그림 3. 2차원 디지털 내시경 시스템

그림 4는 내시경 영상과 집도의 음성코멘트를 처리하기 위한 소프트웨어의 흐름 및 구조도이다. 그림 4에서 내시경 영상은 Windows 화면 표시방식인 DIB(device independant bitmap)형태로 처리, MFC(microsoft foundation class)에서 지원하는 함수를 이용한다. 수술 중 집도의사 음성처리는 MCI(media control interface ; 윈도우즈 함수)를 이용하여 수집된 영상과 음성은 동기되어 저장되며, 주변장치로 보내진다. 환자 DB를 위한 문진 정보는 키보드로 입력되고, 영상과 음성데이터는 캡처를 할 때, 동기가 되어 DB에 저장되므로 재생 시에도 영상을 선택하면 그 상황의 음성도 출력할 수 있다.

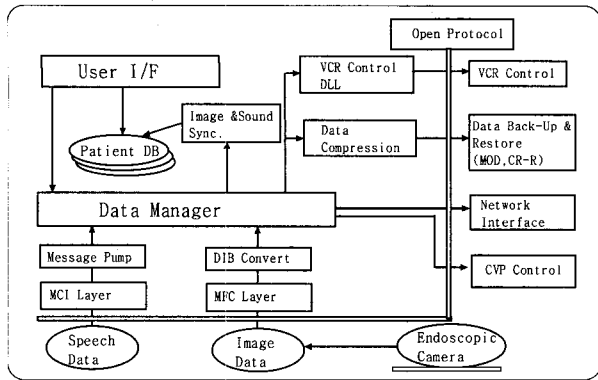


그림 4. 내시경 데이터처리 소프트웨어 구조도

2.4 3차원 내시경 영상시스템

2차원 수술 영상에 의한 수술은 수술부위의 깊이감이 없고, 수술 부위에 대한 영상과 시술자 손의 좌표를 적응시키는 어려움이 있다. 따라서 의사는 특수한 수술 훈련을 통해 익숙해져야 한다. 이러한 불편함을 극복하기 위해 수 년 전부터 국내외의 신경과 등 장시간 미세 수술을 요하는 경우, 3차원 내시경 수술을 일부 시행되고 있고, 국내 외에서 3차원 수술의 효용성 검증을 위한 다양한 예비적인 연구결과, 긍정적인 평가를 하고 있다[4-5].

3차원 내시경 수술은 미세한 부위나 장시간의 수술을 하는 경우에 수술부위에 대한 깊이 정보가 포함된 고화질 영상을 보여주므로 수술의 신뢰성과 수술의 편리함을 제공하며, 절개와 봉합등 수술의 정확도를 향상시켜 준다[6]. 최근 3차원 내시경 수술용 영상처리 시스템[7-8]은 양안입체를 이용한 전자서터방식이 대부분이다. 최근 무게감과 어지러움 현상을 해결하기 위해, 고해상도 TFT-LCD를 이용한 고해상도 편광방식(polarization-type)의 3차원 디스플레이 시스템이 개발되었다. 이 방식은 기존의 CRT 모니터를 1개를 이용한 전자서터 방식에 비해 깜빡임이 없고, 전자 서터 안경 대신 편광필터 안경을 레이저 가글에 코팅하여 착용함으로 무게감이 거의 없다. 비록 CRT 모니터 2개를 이용한 편광방식의 3차원 디스플레이 기술이 이미 소개된 바 있으나, CRT의 무게와 부피로 인해 공간이 충분히 넓지 않은 수술실에서 이용하기에는 불편함이 있다.

현재의 디스플레이 매체 기술로는 해상도와 시야각, 정보처리 속도, 광학적 셋업문제를 고려할 때에 3차원 내시경 수술용 모니터는 편광 방식이 가장 유리하다[12].

그림 5에 3차원 내시경 수술시스템의 영상처리 구성도를 나타냈다.

그림 5에서 2개의 렌즈계로 구성된 3차원 내시경으로부터 체내 수술 부위 영상을 획득한다. 그리고 내시경과 접속된 3차원 카메라는 좌, 우 내시경 영상이 출력되고 입체 모니터의 입력이 된다. 입체 모니터 앞단의 스케일러는 720X480 비디오를 XGA 해상도로 보정해 주는 스케일링 회로를 의미한다. 수술 중에 입체영상 저장은 3차원 비디오

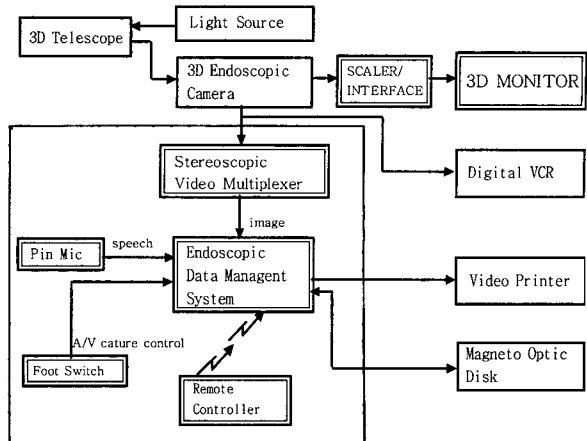


그림 5. 3차원 내시경 영상시스템의 구성도

다중화기(multiplexer)에 의해 저장된다. 따라서 VTR에 저장되는 입체 비디오는 수직동기 주파수가 60 Hz(좌측영상 30Hz, 우측영상 30 Hz)로 다중화 된다. 재생시에 다중화된 좌, 우측 비디오 영상을 이중 주사(double scan)로 수직 해상도를 높히게 된다.

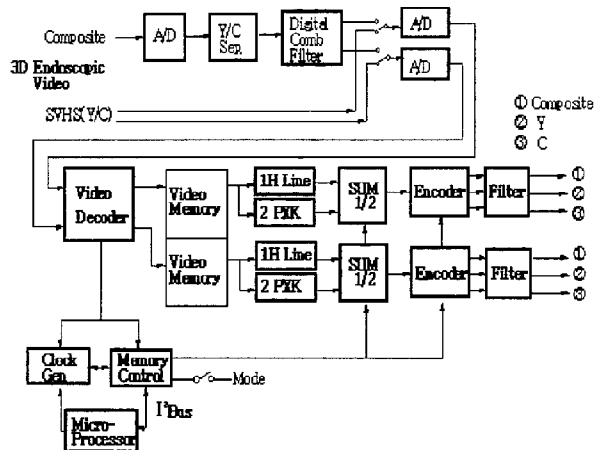


그림 6. 역다중화기의 블록선도

그림 6은 저장된 영상을 이중 주사를 통해 재생하기 위한 역다중화기의 블록선도이다.

표 2는 3차원 내시경 영상에 의한 내시경 수술의 성능평가를 위한 실험결과이다. 단위는 sec이다. 표 2에서 Task1

표 2. 내시경 영상모드에 따른 작업속도 평가

(평균 ± 표준편차) 단위:초

Task	Mode	2D imaging	Electric shutter-type 3D	Polarization-type 3D
Task 1:	Student	205±50	195±35	189±29
Loop Passing	Doctor	126±37	144±28	135±26
Task 2:	Student	690±107	532±55	512±38
Suturing	Doctor	257±61	230±47	220±52

은 지름 3cm의 고무링 사이로 내시경 수술도구를 이용하여 종이 클립을 통과시키는 작업이다. Task2는 내시경 수술도구를 이용하여 8cm 길이의 비단을 봉합하는 작업이다. 이때 제공되는 영상환경은 2차원, 전자서터 방식의 3차원 영상, 그리고 편광방식의 3차원 영상이 제공된다.

그 결과 3차원 방식이 2차원 방식보다는 우수하였고, 3차원에서는 편광방식의 성능이 우수함을 알 수 있다[8].

2.5 내시경 초음파 영상

최소 침습술과 내시경 진단시 사용되는 내시경 초음파 프로브의 원리는 초음파를 발,수신하는 프로브를 몸의 표면에 대면 이 곳으로 부터 나오는 12 - 20 MHz의 초음파 펄스가 복강 내부, 혈관, 장기에 부딪혀 일부는 반사되어 되돌아오는데 그 시간 차를 전자회로에 의해 거리로 환산하여 모니터에 영상화하는 B모드 방식이 주류이다[9].

그림 7은 Olympus의 내시경 초음파 프로브로서 내시경 렌즈 끝단에 초음파 변환기 모듈을 장착한 형태이다. 이와 같은 내시경 초음파의 장점으로 내시경 진단 및 시술시 내시경 끝단 프로브 시야각의 한계를 보완하므로 수술 전 진단용에 적용되기도 하고, 내시경 초음파 영상유도 생검(ultrasound guided biopsy)에도 사용이 된다. 생검 시에는 초음파 내시경 프로브에 의한 라디알 표 3은 내시경 초음파술(endoscopic intraluminal ultrasonography)을 위한 프로브의 사양으로 화질의 감도를 높이기 위해 사용되는 주파수는 12 MHz 또는 20 MHz 대를 사용한다.

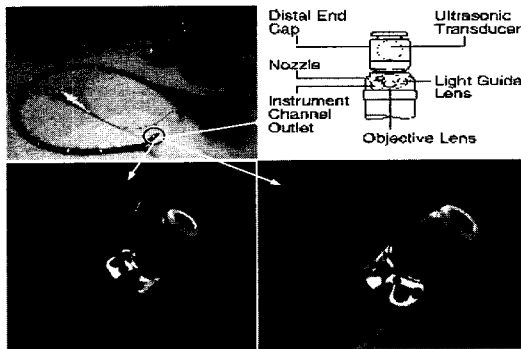


그림 7. 내시경 초음파 프로브



그림 8. 관상동맥 내시경 초음파 영상

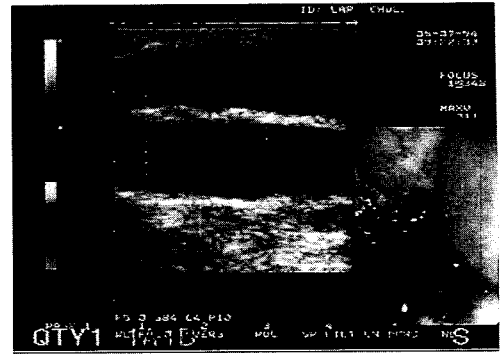


그림 9. 담낭수술시 담낭의 내시경 초음파 영상(좌)과 내시경 담낭영상(우)의 결합

표 3. 내시경 초음파 프로브의 사양

Olympus사 UM20-12	
Display method	B-Mode
Scanning method	Mechanical / Radial scanning
Scanning direction	360° full radial at right angles to direction of insertion
Frequency	12 MHz or 20MHz

3. 가상 내시경수술 시뮬레이터

내시경 수술이 환자에게 많은 장점을 주는 반면에, 수술 의사로서는 내시경을 통해 시술해야 하므로 제한된 수술부위를 관찰해야하는 불편함이 있다. 또한 손과 눈 좌표의 상이함, 수술도구의 제한된 이동 등 많은 단점이 있다. 따라서 성공적인 내시경 수술을 위해서는 동물실험을 통한 많은 훈련과 경험이 필수적이다.

현재 제한된 범위에서 적용이 되고 있는 내시경 훈련 시뮬레이터를 이용하여 의사들이 효율적인 내시경 수술훈련과 교육에 활용할 수 있다. 훈련 시뮬레이터는 수술부위와 장기에 대한 정교한 모델링과 환경을 제공하여 실제 수술작업의 시뮬레이션이 가능하다[10-11]. 현재는 비교적 수술이 간단한 담낭 절제술에서부터 내시경 수술 각각의 경우에 따른 절개와 봉합을 훈련할 수 있으며, 현실감을 극대화하기 위해 수술도구를 조작할 때 마다 실제처럼 힘과 촉감까지 피드백 시켜주는 내시경용 가상현실 시스템들이 연구 개발되고 있다.

그림 10은 가상현실 기반 수술 시뮬레이터의 구성도이다. 그림 9의 ①처럼 모의수술을 위한 내시경 카메라와 수술도구들을 모형물에 배치시키고, ③처럼 모니터에 나타난 모델링 데이터 상호작용을 하며 훈련하게 된다. 또한 실제의 환경과 유사하게 하기 위해 장기는 탄성을 갖도록 모델링되어 있으며, 절개 부위에서는 동맥혈액이 분출되며, 수술도구는 촉감과 힘이 역 전달되도록 수 부가적인 피드백 장치가 부착되어 있다. ②의 그래픽처리 워크스테이션은 초당 20만

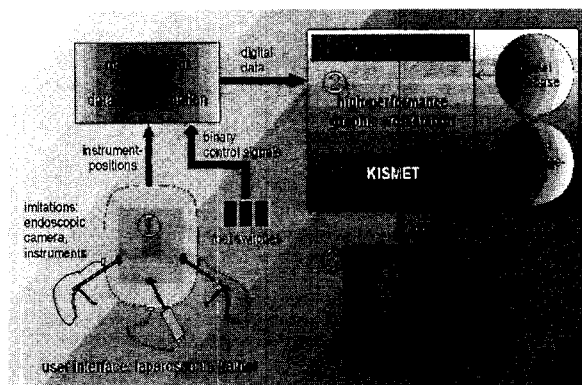


그림 10. 내시경 수술 시뮬레이터의 구성도

폴리곤 이상을 처리해야만 실시간 상호작용이 가능하므로 최소한 SGI Octane보다 성능이 좋은 Onyx나 Onyx2에서 실행되는 시스템들이 많다. 그림 9에서 콧스위치는 실제 수술할 때처럼 전기수술기를 이용한 봉합, 절개를 모의적으로 제어하게 된다.

4. 내시경 영상향해 진단

영상향해 진단은 CT, MR등의 영상진단 장비로부터 얻은 2차원 슬라이스 데이터를 3차원 영상 가시화 기법을 통하여 혈관, 기관지, 소화기관 같은 관 모양의 기관 질환을 진단하는 방법이다[12].

3차원 영상 재구성과 향해기법을 이용한 진단이 실제 기계적인 소형 내시경을 환자에게 삽입하지 않아 좋으나, 진단의 정확성 면에서는 아직까지 인정을 받지 못하고 있다. 따라서 이러한 진단기술도 모의 수술시뮬레이터와 같이 많은 연구는 되고 있으나, 의료용 시스템으로서 허가를 받아 상용화된 제품은 없다. 다만 제한된 범위 내에서 교육용으로 적용되고 있다[13].

영상향해 진단의 핵심기술은 영상 재구성에 의한 3차원 가시화 기술, 영상향해 기술 그리고 가상현실을 이용한 상호작용 기법이 있다[14]. 현재 가장 많은 연구가 되어 있는 분야가 기관지와 결장(colon) 진단용 소프트웨어이다.

내시경 영상향해를 위한 영상처리 기술은 음영표면 렌더링(shaded surface display)와 원근 볼륨렌더링(perspective volume rendering)방법이 주로 이용된다.

음영표면 렌더링은 그림 11처럼 마칭 큐브(marching cube) 알고리즘을 이용하여 3차원 볼륨데이터를 구성한 후 향해하는 관찰자의 관찰위치에 따라 적절한 밝기와 그림자를 주는 기법이다.

이 방법의 장점은 진단을 위한 영상향해 패스를 미리 손쉽게 결정할 수가 있고(데이터가 폴리곤 메쉬로 이루어져 있으므로 정보의 액세스가 용이함)스페이스볼(spaceball)과 같은 가상현실 입력장치와 인터페이스가 쉽다. 그러나 단점으로서, 문턱치 방법으로 영상을 재구성하므로 원래 데이터

의 화질저하가 생겨 진단에는 문제가 있다. 그림 11은 Sense 8사의 WTK, World Up lib.와 C++로 본 연구팀이 구현한 음영표면 렌더링에 의한 영상향해의 예이다.

원근 볼륨렌더링은 그림 12처럼 원근감을 갖도록 볼륨을 가시화하는 기술이다. 특징으로, 3차원 볼륨 데이터 구성에 필요한 데이터 용량이 많아 실시간 처리에 어려움이 있지만 진단을 위한 가장 적합한 방법으로 알려져 있다. 최근에는 이 두가지 영상가시화 기술을 접목한 혼합 형태의 기술 연구가 많이 이루어지고 있다.

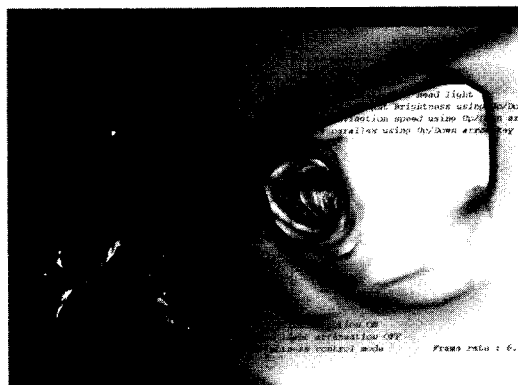


그림 11. 표면 렌더링방식의 기관지 영상향해



그림 12. 원근 볼륨렌더링에 의한 결장영상향해

결국, 가상내시경 진단방법의 장점은 실제 내시경을 사용하지 않고도 진단이 가능하며, 실제 내시경으로는 직경이 좁고 각도가 작아 진단이 어려운 부위도 볼 수 있다. 그러나 암의 원인 되는 악성 종양(polyps)의 크기가 10 mm이하인 경우가 많으므로 정확한 검출의 신뢰성 등으로 인해, 현재로는 내시경 영상향해 진단기법은 제한적인 범위 내에서 사용되고 있다.

5. 향후 전망 및 결론

내시경 수술은 환자에게 통증의 감소, 미용효과, 회복기간

의 단축 등 많은 장점이 있다. 반면에, 수술 의사로서는 수술부위를 내시경에 의해 관찰하므로 제한된 관찰 시야를 갖게되며, 우리가 거울을 보면서 손동작을 할 때처럼 의사는 손과 눈 좌표를 적응시키기 위해 충분한 훈련이 필요한 점, 2D 내시경 영상은 수술공간의 깊이 정보를 주지 못하는 점, 그리고 수술공간이 좁아 수술도구를 원활히 움직일 수 없는 점 등 많은 어려움을 수반한다.

이러한 문제점들을 해결하기 위하여, 3차원 내시경 영상 시스템과 3차원 영상 재구성에 의한 가상 내시경기법에 의한 진단, 그리고 모의 수술 시뮬레이터에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다.

최근 펜실베이니아 의대에서 로봇 수술시스템(ZEUS)을 이용한 정밀 내시경 수술에 성공하였고, 현재 FDA(미국 식품의약품 안전청)에서 제시한 프로토콜에 따른 안전성과 재현성을 평가하는 중이므로, 의료기기로서 로봇 시스템이 제품화될 가능성이 매우 높다. 이 구동 방식은 마스터 슬레이브 제어 방식이며 음성으로 내시경 카메라를 움직일 수 있고, 수술에 방해가 되는 집도 의사의 손 떨림이 로봇 팔에 의해 완전하게 제거되는 큰 장점이 있다.

현재는 대부분의 내시경 진단 및 수술에 2차원 내시경 시스템이 주류를 이루고 있으며, 3차원 내시경 영상시스템과 진단을 위한 가상 내시경 기법은 제한적으로 사용되고 있다. 그러나 디스플레이 매체 기술의 진보와 MEMS 기술의 급속한 발전과 더불어, 열거한 많은 불편함과 문제점들은 가까운 장래에 해결될 것으로 전망한다.

참고문헌

- [1] A. Wallin, Constructing Isosurfaces from CT Data, IEEE Computer Graphics and Applications, vol.11, No.6, pp.28-33, 1991.
- [2] G. D. Rubin, C. F. Beaulieu, et al., "Perspective Volume Rendering of CT and MR Images: Applications for Endoscopic," Imaging, Radiology, vol.99, No.5, pp.323-330, 1996.
- [3] 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.
- [4] A. McLaurin, et al., "3D endoscopy through alternating frame technology," Proc. SPIE, Vol.1256, pp.307-311, 1996.
- [5] A.F. Durrani, G.M. Preminger, "3D video imaging for endoscopic surgery", Comput. Biol. Med. Vol 25, No.2, pp.237-247, 1995.
- [6] R.M. Satava, "3D vision technology applied to advanced minimally invasive surgery systems", Surg. Endosc., Vol.7, pp. 429-431, 1993.
- [7] S. F. Litwiller and G. M. Preminger, "Advances in electronic imaging for laparoscopy," J. Endourol. Vol.7, pp. 195, 1993.

- [8] 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
- [9] R.A.Erickson, "Endoscopic ultrasonography: a new diagnostic imaging modality," Am. Fam.Physician, vol.55, No.6, pp.2219-2228. May, 1997.
- [10] U. Kuehnepfel, "Hardware and Software for Surgical Simulation 6th World Congress of Endoscopic Surgery (EAES), pp. 129-141, May 31-June 6, 1998.
- [11] W. Muelle, U. Bockholt, "The Virtual Reality Arthroscopy Training Simulator," Proc. of Medicine Meets Virtual Reality, MMVR 98, January 1998, San Diego, California
- [12] K. Ramaswamy and W.E. Higgins, "Endoscopic exploration and measurement in 3D radiological images," SPIE Medical Imaging 1996, Image Processing, 10-15 Feb. 1996.
- [13] D.J. Vining. "Virtual endoscopy: is it reality?," Radiology, vol.200, pp.30-31, 1996.
- [14] Vining DJ, Shifrin RY, "Virtual reality imaging with helical CT," AJR, vol.162-188, 1994.

저 자 소 개



송철규(宋哲奎)

1962년 11월 10일생. 1989년 연세대 의공학전공학과 졸업. 1991년 동 대학원 전기공학과 졸업(석사). 1998년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박). 1989년-1992년 연세의료원 의공학교실 연구원. 1994년-1997년 삼성의료원 생명과학연구소 선임연구원. 1998년-현재 삼성중합기술원 의료전자 Lab. 전문연구원.



이명호(李明鎬)

1946년 6월 11일생, 1972년 2월 연세대 공대 전기공학과 졸업. 1974년 2월 연세대 대학원 졸업(석사). 1978년 2월 연세대 대학원 졸업(공학박). 1978년 3월-1980년 2월 홍익대 공대 전기공학과 조교수. 1980년 3월-현재 연세대 공대 기계 전자 공학부 교수. 1984년 1월-1985년 2월 University of Wisconsin -Madison 교환 교수. 1996년 3월 -현재 연세대 의료기기기술 연구소 소장.