

전자내시경 Electronic endoscope

李 泰 洙

忠北大學校 醫工學教室

I. 전자내시경의 역사

최초의 내시경(endoscope)은 1868년 독일의 Kussmaul이 직경 13mm, 길이 470mm의 금속관을 이용하여 차력사의 식도와 위 내부를 관찰한 것으로 비롯되었으며, 그 이후 1932년에는 독일의 Schindler가 26개의 렌즈를 이용해서 30도까지 구부릴 수 있는 연성 위경을 제작하였는데, 이것으로 내시경 검사가 임상에 널리 이용되기 시작하는 계기가 되었다^[1]. 그러나 현대적인 내시경은 1958년 Hirschowitz가 광섬유를 이용하여 제작한 화이버스코프(Fiberscope)가 발명되면서 시작되었으며 이를 기점으로 해서 본격적인 내시경의 시대가 열리게 되었다. 내시경의 역사에 있어 또 하나의 획기적인 발전은 1983년 Welch-Allyn사에서 처음으로 제작한 전자 내시경(electronic endoscope 혹은 video endoscope)이다^[2]. 이는 영상의 전달에 있어 광섬유가 사용되는 것이 아니라 전선이 사용되는 것으로, CCD(charge coupled device)에 촬상된 영상에 의해 발생된 전기신호가 전선을 통해 전송되는 것이다. 전자 내시경은 그 해상도가 종래의 화이버스코프보다 훨씬 뛰어나며, 내시경 영상을 모니터에 표시하므로 시술에 참가하는 모든 사람들이 그 과정을 관찰할 수 있는 등의 장점이 있을 뿐만아니라 컴퓨터를 이용한 영상의 처리, 분석, 및 관리도 용이하게 해준다. 1980년에는 이와는 별도로 위화이버스코프의 선단에 초음파 센서를 장착한 초음파내시경이 개발되었으며, 이로써 내부기관의 벽면 뿐만아니라 그 내부의 단면까지도 관찰할 수 있게 되었다. 이외에도 레이저 치료의 내시경적인 이용이 가능하게 되었으며, 소화관의 기능을 측정할 수 있는 기능적 내시경 등 내시경의 기능 및 용도가 날로 다양화되고 있다. 이와 같은 내시경 발전의 역사를 요약해 보면 표1과 같다.

II. 내시경의 종류

내시경 검사(Endoscopy)는 몸의 내부에 도구

(내시경)를 삽입하여 이를 직접 관찰하는 검사법으로 정의되며, 몸의 내부, 도구, 빛이 그 3대 요소이다³⁾. 몸의 표면을 어떠한 정교한 도구로 검사한다 해도 내시경검사라 하지 않고, 또한 수술 중에 몸의 내부를 관찰한다 해도 내시경검사라 하지 않는다. 전자는 몸의 내부를 관찰하는 것이 아니며, 후자는 도구를 사용하지 않고 단지 내부를 보는 것이기 때문이다. 내시경에는 검사대상이 되는 몸의 부위에 따라 위경(Gastroscope), 결장경(Colonoscope), 십이지장경(Duodenoscope) 및 S 상결장경(Sigmoidoscope)과 같은 소화관내시경이 있다. 그리고 상술한 내시경검사의 3요소를 갖춘 광의 내시경에는 복강경(Laparoscope), 관절경(Arthroscope), 흉강경(Thoracoscope), 방광경(Cystoscope), 자궁경(Hysteroscope), 기관지경(Bronchoscope) 등이 있다. 본고에서는 주로 소화관 내시경에 대해 논하고자 한다. 소화관 내시경도 그 시야의 방향에 따라 내시경의 방향과 시야방향

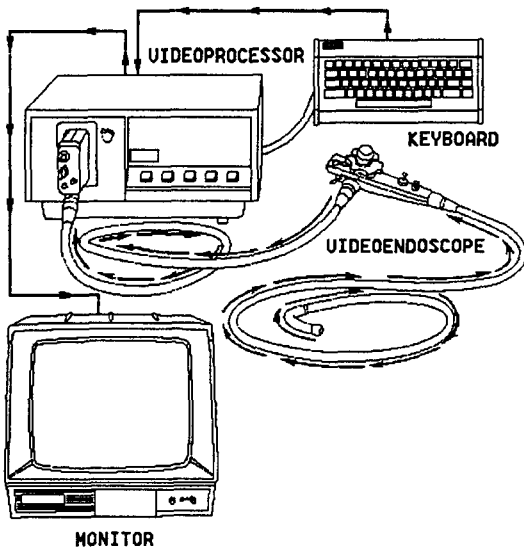
이 일치하는 직시경(Forward viewing endoscope), 직교하는 측시경(Side viewing endoscope), 일정한 각도를 유지하는 사시경(Oblique viewing endoscope)으로 분류된다. 내시경은 그 기기적인 측면에서의 전자기기화의 정도에 따라 종래의 화이버스코프(Fiberscope), 화이버스코프 후단부에 비디오 카메라를 연결한 간접 전자 내시경(Indirect Video endoscope), CCD를 선단부에 내장한 직접 전자 내시경(Direct Video endoscope)이 있다. 특수 내시경에는 벽면 뿐아니라 단면을 관찰할 수 있는 초음파 내시경(Ultrasound endoscope), 레이저를 치료에 응용할 수 있는 치료용 내시경(Therapeutical endoscope)의 일종인 레이저 내시경(Laser endoscope), 및 색소를 이용하여 소화관의 기능을 진단할 수 있는 기능적 내시경(Functional endoscope)의 일종인 색소 내시경(Chromoscope)이 있다.

〈표 1〉 소화관 내시경 발전의 역사

연 대	발명자	내 용
1868	Kussmaul	최초의 위내시경
1881	Mikulitz	선단이 굴곡되는 위내시경
1932	Schindler	연성 위경(semiflexible gastroscope)
1948	Benedict	직시하 생검용위내시경
1950	宇治	위카메라(gastrocamera)
1958	Hirschowitz	최초의 연성 화이버스코프 (flexible fiberoptic gastroscope)
1961	Overholt	Fiberoptic sigmoidoscope
1964	田坂	위화이버스코프 실용화
1968	McCune	내시경적 역행성 담췌관 조영술(ERCP)
1970	常岡	위종용적출술(gastric polypectomy)
1973	井田	색소내시경(chromoscope)
1975	Fruhmorgen	레이저내시경(laser endoscope)
1980	DiMagno	초음파내시경(endoscopic ultrasonogram)
1983	Welch-Allyn Co.	전자내시경(electronic endoscope)

III. 동작원리 및 구성요소

전자 내시경은 화이버스코프와는 달리 영상의 형성이 광학적인 부분과 전자적인 부분 둘로 구성된다. 즉, 광원에서 발생된 빛이 광섬유를 통해 인체내부를 조명하고, 이에 의해 반사되는 빛을 CCD를 기본센서로 하여 영상 신호로 변환한 다음, 영상처리부에서 이를 영상화하여 모니터에 영상을 표시하는 것이다. 전체 시스템은 그림1과 같이 스코프부, 비디오 프로세서부, 데이터 입력장치부 및 비디오 모니터로 구성된다^[2].



〈그림 1〉 전체시스템의 구성도

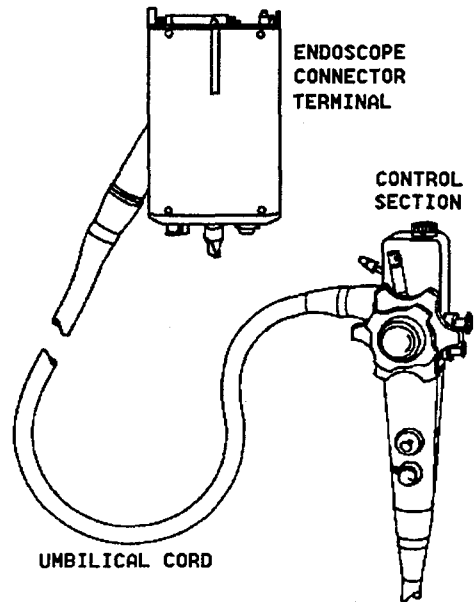
1. 스코프부

스코프부는 직접 몸의 내부로 삽입되는 부분으로서 그 직경 및 길이는 진단하고자 하는 부위에 따라 다르다. 대개 위내시경은 그 몸의 내부에 삽입되는 유효길이가 110cm 정도이며 십이지장내시경은 그보다 15cm 정도가 긴 125cm 정도이다. S-상결장경은 가장 짧은 77cm 정도이며, 결장경은 150cm 정도이다. 직경은 내시경부에 내장된 생검

채널의 구경에 따라 다르지만, 대개 위내시경이 11mm 정도이며 십이지장경 및 결장경은 13mm 정도이다. 스코프부는 선단부, 만곡부, 연성부로 구성된다. 선단부는 관찰, 처치 및 생검을 직접 수행하는 내시경의 끝부분이다. 선단부는 그 방향을 조절하기 위해 굽힐 수 있게 제작된 만곡부에 연결되며, 다시 만곡부는 연성부를 통해 내시경 본체에 연결된다. 스코프부에 대한 상세도는 그림2와 같다.

조작부

스코프부의 연성부는 조작부를 거쳐 내시경 본체에 연결되는데, 이 조작부에서는 스코프부의 만곡부를 조절해서 선단부의 방향을 진단하고자하는 병변으로 위치시키는 역할을 한다. 상하 좌우로 조작할 수 있는 각도의 최대치는 스코프에 따라 각각 다르지만 결장경이 180°/180° 및 160°/160°으로서 위경 및 십이지장경에 비해 그 각도가 큰 편이며, 이렇게 방향이 결정되면 이를 고정시키는 고정부가 있다.



〈그림 2〉 스코프부의 상세도

광원 및 Light guide bundle

몸의 내부는 어두우므로 관찰을 위해서는 조명

이 필요하다. 이를 위한 광원으로는 Xenon Lamp와 Halogen Lamp가 사용된다. Xenon Lamp는 Halogen Lamp에 비해 그 스펙트럼이 자연광에 가깝고 또한 300W 정도의 고광량을 출력할 수 있으므로 내시경에 주로 사용된다. 광원에서 발생된 빛은 광원전용의 광섬유 번들을 통해 스코프의 선단부로 전달되어 조명에 사용된다.

렌즈

조명된 몸의 내부 영상은 125도 정도의 시야각을 가지는 소형의 렌즈를 통해 촬상소자인 CCD에 입력된다. 렌즈가 소형인 만큼 그 광원의 스펙트럼에 따른 광학적 수차를 최소화하기 위한 설계가 요구된다. 또한 초점이 일정한 거리에 위치하는 일반 광학 시스템과는 달리 내시경의 렌즈는 5-100mm 정도의 심도를 가지고 있어야 하며, 영상의 위치 왜곡이 최소화되어야 하므로 이러한 요구 조건들을 만족하기 위해서는 여러 개의 특성이 서로 다른 렌즈들이 복합적으로 사용된다.

CCD

내시경에는 흑백 CCD와 칼라 CCD가 사용된다. 흑백 CCD는 R, G, B 삼색의 단색영상을 사용해서 칼라영상을 재구성하는 초기의 전자내시경에서 사용되었다. 즉, 순차조명기법(sequential illumination technique)을 이용하여 조명에 사용되는 광원으로 R, G, B 삼색의 단색광을 교대로 투사하

고 이에 반사된 각 영상을 처리해서 칼라영상을 구하였다. 칼라 CCD는 한 소자 내에 RGB에 해당하는 센서가 별도로 있어 이러한 과정이 필요 없는데 최근에는 주로 이를 사용한다. 현재 내시경에서 사용되는 CCD의 해상도는 대개 6만화소에서 9만화소 정도이나, 최근 반도체 소자 기술의 급격한 발달로 10만 화소 이상이 가능하며 이는 계속 개선되는 추세이다.

세척 및 가스주입 채널

몸 내부기관의 벽면을 진단하기 위해서는 주름진 벽면을 펴야 하는데, 이를 위해 가스(CO₂)를 주입한다. 또한 벽면에 있는 이물질 제거를 위해서 세척액을 주입하여 벽면을 세척하며, 이러한 목적으로 별도의 채널이 내시경 내에 내장되어 있다.

흡인 및 생검 채널

내시경은 영상을 통한 진단 뿐만 아니라 치료 및 생검을 위해 사용된다. 이러한 목적으로 내시경 내에 마련된 별도의 채널 속으로 도구를 삽입하여 돌기를 제거하고 생검을 수행할 뿐만 아니라 제거부위를 흡인한다. 이 채널의 구경은 위경 및 십이지장경의 경우 2.8mm 정도이며, 결장경의 경우 이보다 더 굵은 3.7mm 정도이다.

상술한 바와 같은 내시경의 스코프부에 관한 자세한 규격을 표2에 정리하여 나타내었다.

〈표 2〉 각종 내시경의 규격

항 목	Gastroscope	Duodenoscope	Colonoscope	Sigmoidoscope
시야각(°)	105	90	125	125
심도(mm)	5-100	3-100	4-100	4-100
전체직경(mm)	11.4	13	13.5	13.5
생검채널구경(mm)	2.8	2.8	3.7	3.7
상하각(°)	210/90	130/120	180/180	180/180
좌우각(°)	90/90	90/120	160/160	160/160
유효길이(mm)	1100	1250	1500	770
전체길이(mm)	1380	1530	1790	1060

2. 비디오 프로세서부

비디오 프로세서부는 전체 내시경 시스템을 제어하고, CCD를 통해 입력된 영상신호를 디지털변환 및 처리하며, 입력된 환자정보와 종합하여 출력 영상으로 재구성하는 역할을 하는 부분이다.

광원 제어부

광원제어부는 CCD의 종류에 따라 흑백인 경우와 칼라인 경우에 각각 다른 제어신호를 발생시켜야 한다. 흑백 CCD인 경우에는 R, G, B의 필터를 거쳐 각각 다른 색을 가진 단색광이 광섬유로 입력되게 하여야 한다. 칼라 CCD인 경우에는 이러한 과정이 필요없어 광원제어부는 상대적으로 간단하다.

CCD 제어부

내시경에서 사용한 CCD의 규격에 따라 광원 제어신호와 동기된 적합한 제어신호를 발생시키는 부분이다.

영상 입력부

CCD에서 발생된 영상신호를 증폭시키고, 잡음을 제거하며 디지털 변환하여 영상메모리에 저장하는 부분이다.

영상 처리부

메모리에 저장된 영상 데이터 및 환자관련 데이터를 처리하여 새로운 영상신호로 재구성하는 부분이다.

기타 시스템 제어부

시스템에서 필요한 기타 제어신호를 발생시키는 부분이다.

3. 데이터 입력장치

키보드를 통해 환자의 신상 정보 및 검사에 관련된 진료정보를 입력한다. 이 데이터는 병원정보시스템 및 진료정보시스템과 밀접하게 연관되어 있다.

4. 비디오 모니터

검사결과인 내시경 영상 및 환자의 신상 및 진료에 관련된 각종 정보를 종합적으로 영상신호화하여 표시하는 부분이다.

상술한 구성요소들 외에도 영상 신호를 기록하

는 비디오 레코더(VCR) 등이 내시경시스템을 구성하는 주요부분으로 사용된다.

IV. 전자내시경의 문제점

전자내시경은 광섬유내시경에 비해 해상도 및 사용의 편리성 등에서 우수하지만 대체로 두 가지의 문제점이 제기되어 왔다⁴⁾. 첫째는 기관 벽면과 근접한 거리에서 발생하는 반사에 의한 영상의 열화이다. 이는 조명광의 조절에 의해 해결이 가능한데, 최근의 내시경에서는 근접할수록 광량을 감소시키므로써 임상적으로는 별문제가 되지 않을 정도가 되었다. 둘째는 실제 칼라를 재현하는가의 문제인데 이는 벽면에서의 출혈이 있을 경우에 이를 정확히 주변과 구별할 수 있는가 하는 것이다. 이는 화이버스코프에서도 있는 문제이며, 흑백 CCD를 사용하는 경우에는 순차적으로 광원의 색상을 변경하면서 촬영한 영상을 조합하여 칼라영상을 재구성하게 되는데 이때 특히 문제가 된다. 그러나 내시경의 대상이 되는 기관은 급속한 운동을 하지 않으므로 임상적으로는 거의 문제가 되지 않는 것으로 알려지고 있다. 칼라CCD를 사용하는 경우에 흑백에 비해 이러한 문제는 없으나 같은 크기인 경우에 해상도가 66% 정도로 상대적으로 떨어지는 문제가 있다.

V. 개선을 위한 관련연구

전자내시경은 화이버스코프에 비해 많은 장점을 가지고 있어 인체 내부기관의 정확한 진단 및 치료에 필수적인 기기가 되었지만, 위내시경의 경우 식도를 통해 삽입하는데 따른 환자의 고통이 매우 심하며, 의사가 진단할 때에도 내시경의 끝에 달린 렌즈의 시야 범위가 제한되어 있어, 질환 부위의 위치를 파악하는 데는 오랜 경험을 필요로 하여, 숙달하는 데는 많은 노력이 드는 검사이다. 이러한

문제점을 해결하고, 전자내시경의 장점을 살려 보다 정확한 진단을 하기 위하여 여러 방면에서 다양한 연구가 시도되어 오고 있다.

1. 전산화 내시경

전자내시경의 장점 중의 하나는 영상이 디지털 화되므로 데이터 형태의 정보를 가지고 있다는 것이다. 이는 내시경에 컴퓨터를 인터페이스하여 내시경 영상 신호를 데이터베이스화해서 관리할 수 있다는 것을 의미한다. 이와 같이 컴퓨터가 인터페이스될 수 있거나 내장되어 있는 내시경을 전산화 내시경이라 하며 이에 대한 많은 연구가 수행되고 있다. 특히 최근에는 병원 환경에서의 PACS가 활발히 연구되고 있으며, 그 표준규격이 정해지고 있는데 내시경영상의 경우에도 상당한 표준화작업이 진행되어 DICOM 예비규격으로 발표되고 있다^[5]. 이러한 데이터베이스는 병원정보 시스템과도 연결되어 영상을 진료에 필요한 곳으로 전송할 수 있게 해준다. 또한 전산화된 내시경에서는 표준화된 검사 결과의 진단정보가 기록되는데, 이에 관련된 표준화는 유럽 및 세계 내시경학회(ESGE/OMED)에서 만든 OMED 데이터베이스를 기준으로 하고 있다^[6].

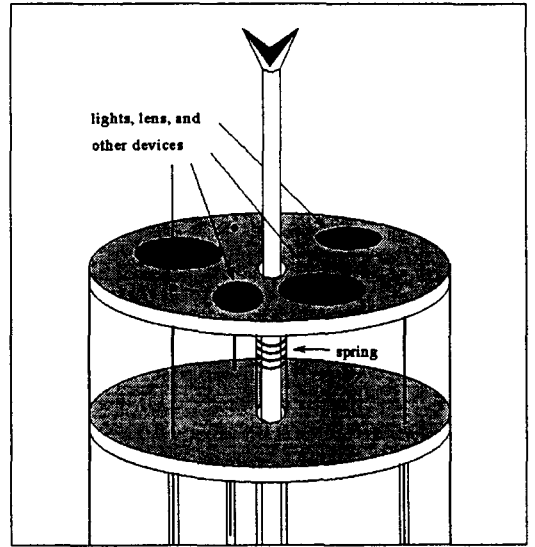
2. 3차원 내시경

내시경을 이용한 수술은 환자에 가급적 적은 부담을 주면서 수술이 가능한 소위 최소관혈수술기법(Minimally invasive surgical technique)으로 많이 응용된다. 진단과는 달리 수술시에는 기관에 대한 3차원적인 인식이 특히 중요한데 이 문제를 해결하는 시스템이 3차원내시경으로서 두개의 영상센서를 사용해서 수술을 할 때에 입체감을 느낄 수 있도록 해주는 시스템이다. 이와는 별도로 종래의 전자내시경 영상의 음영을 분석하여 3차원적인 형태를 추정하는 기법도 연구되고 있다^[7].

3. Endo-Platform

병변 부위를 제거하거나 생검을 시행할 때에 내시경 선단부의 위치 및 방향을 정확하고 용이하게 설정할 수 있어야 한다. 특히 방향을 조절하기 위

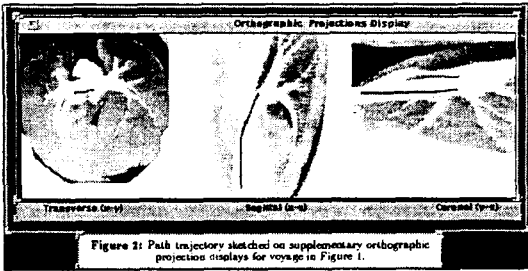
해서 내시경을 광축방향으로 회전시킬 경우에는 내시경 자체가 토션 스프링 특성을 가지게 되므로 방향을 정확히 설정하기가 매우 어렵다. 이를 해결하기 위해 Wendlandt는 그림3과 같은 전용의 플랫폼을 개발하여 위치 및 방향의 제어를 용이하게 하는 시스템을 개발하였다^[8]. 그림에서 보듯이 선단부에 별도의 플랫폼이 설치되어 스코프 만곡부의 굴절 없이도 방향의 조절이 용이하다.



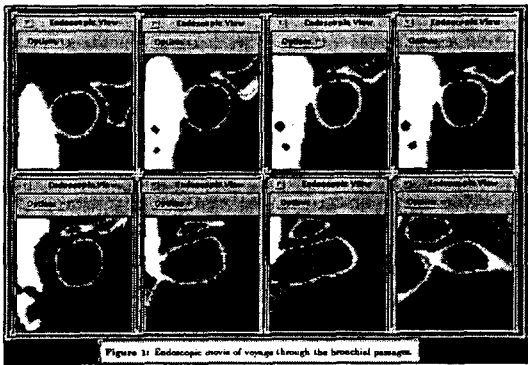
〈그림 3〉 Endo-Platform.

4. 가상내시경

실제 내시경은 환자의 수검시에 고통이 수반되며, 시술의 시술 경험에 따라 정확한 검사 및 시술의 성공도가 결정되는 단점을 가지고 있다. 이러한 점을 극복하기 위해 최근에는 전신 CT를 이용해서 기관부위를 촬영하고, 이를 3차원적인 해부학적인 모델로 만들므로써, 진단하고자 하는 방향 및 위치에서의 내시경 영상을 재구성하는 시스템을 개발하고 있다. 이러한 시스템을 가상내시경이라 하는데, 여기에는 가상 위내시경 및 가상 기관지내시경이 있다. 대표적인 가상내시경으로서는 Ramaswamy가 개발한 QUICKSEE로서^[9], 기관지 및 관상동맥 등 그 구조가 복잡하여 실제 내시경으로는 진단하기에 어려운 기관을 대상으로 적



(a) 가상기관지경의 경로



(b) 경로에 해당하는 영상

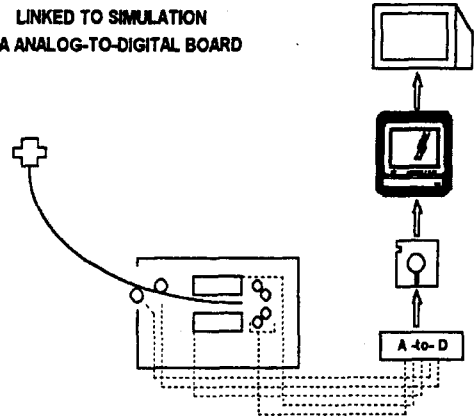
(그림 4) 가상기관지경

용하고 있다. 그림4는 가상기관지경을 나타낸 것으로 가상내시경의 선단부가 지나간 경로와 이에 해당하는 영상들이 순차적으로 보이고 있다.

5. 내시경검사 교육 시스템

내시경 시스템은 눈과 손의 동작을 정합하는 기초기술을 습득하기가 매우 어려우며, 25번 정도의 시술에 참가해야 기본적인 내시경의 동작법을 터득하는 것으로 보고되고 있다^[10]. 그러나 환자 한 명마다 전문가가 교육할 수 있는 전공의는 한명밖에 될 수가 없는 등 여러 가지 제한점이 있어 최근에는 이 교육을 가상현실을 이용한 시스템을 사용해서 하고자 하는 연구가 진행되고 있다^[11]. 시스템은 그림5와 같은 가상의 인체모델 속에 모형내시경을 삽입하여 내시경의 움직임이 모델 속에 내장된 위치센서를 가동시키므로써 그 위치 및 방향

MODIFIED 'DUMMY' SCOPE
LINKED TO SIMULATION
VIA ANALOG-TO-DIGITAL BOARD



(그림 5) 내시경검사 교육 시스템

에 해당하는 영상을 컴퓨터에 표시하는 것이다.

VI. 결 론

본고에서는 전자내시경의 발전사, 동작원리, 문제점 및 내시경을 개선하기 위한 관련연구들에 대해 고찰해 보았다. 전자내시경은 인체 내부기관의 정확한 진단 및 치료에 필수적인 기기로 자리 잡았으며, 병원에서는 많은 내시경검사가 시행되고 있고 그 회수 및 영역은 앞으로도 계속 증대될 것으로 예측된다. 그러나 현재 상용 내시경의 경우 시술의 기초기술 습득이 어려울 뿐아니라, 진단의 결과가 내시경시술의 경험에 좌우되는 점 등 문제점이 있어 많은 개선의 여지를 가지고 있는 것이 사실이다. 또한 국내에는 특히 소화기 계통의 환자가 많이 있으며, 이들의 보건복지를 위해서도 전자내시경에 관한 연구 및 개발이 활발히 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] 윤종만. 내시경의 역사, 기종의 선택 및 관

- 리. 대한소화기내시경학회지 : 247-264, 1989
- [2] Welch Allyn. VideoEndoscope Specifications, Video Endoscope™ : The System. Welch Allyn Inc, New York, pp.21-27, 1984
- [3] 竹本 忠良 編. 消化管内視鏡診斷① : 食道胃十二指腸. 初版. 一忠社, 1987
- [4] K. Knyrim, H. Seidlitz, N. Vakil, "Current developments in electronic endoscopy", Endoscopy 24 : Suppl 2 : 502-505, 1992
- [5] Endoscopic image exchange ad hoc committee, "DICOM Endoscopy supplement : Endoscopic image objects and media storage", Dicom standard, 1994
- [6] Z. Maratka, "The OMED database : standard for nomenclature", Endoscopy 24 : 455-456, 1992
- [7] B.K.P. Horn, M.J. Brooks, "The variation-al approach to shape from shading", Comput Vision Graphics Image Process 33 : 174-208, 1986
- [8] J.M Wendlandt, "Milli Robotics for Endoscopy", UC Berkeley ERL Memo Number M93/95, 1993
- [9] W.E. Higgins and K. Ramaswamy, "Toward dynamic visualization for endoscopy simulation," Proc. IEEE EMBS 1 : 700-701, 1994
- [10] C.B. Williams, "Teaching gastrointestinal endoscopy by computer simulation : a prototype for colonoscopy and ERCP", Gastrointestinal Endoscopy 36 : 49-54, 1990
- [11] M. Beer-Gabel, S. Delmotte, L. Muntlak, "Computer assisted training in endoscopy from a simulator to a learning station", Endoscopy 24 : 534-538, 1992

저자 소개



李 泰 洙

1958年 12月 10日生

1981年 2月 서울대학교 공과대학 전자공학과 졸업, 학사

1983年 2月 서울대학교 대학원 전자공학과 졸업, 석사

1990年 8月 서울대학교 대학원 제어계측공학과 졸업, 박사

1991年 4月~1993年 3月 충북대학교 의과대학 의학과 전임강사

1993年 4月~현재 충북대학교 의과대학 의학과 조교수

주관심분야 : 의학 영상처리 및 분석, 전자내시경